

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ  
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»  
Механіко-машинобудівний інститут  
Кафедра технології машинобудування**

«На правах рукопису»  
УДК 62-503.57

До захисту допущено:  
Завідувач кафедри  
\_\_\_\_\_ Юрій ПЕТРАКОВ  
«15» травня 2020 р.

**Магістерська дисертація  
на здобуття ступеня магістра  
за освітньо-науковою програмою «Технології машинобудування»  
зі спеціальності 131 «Прикладна механіка»  
на тему: «Безпечна для кісткової тканини технологія оброблення  
кульшового суглоба»**

Виконав (-ла):  
студент (-ка) VI курсу, групи МТ-81мн  
Майданович Артем Сергійович \_\_\_\_\_

Керівник:  
доцент кафедри, кандидат технічних наук, доцент,  
Фролов Володимир Костянтинович \_\_\_\_\_

Рецензент:  
професор кафедри, доктор технічних наук, професор,  
Шевченко Олександр Віталійович \_\_\_\_\_

Засвідчую, що у цій  
магістерській дисертації немає  
запозичень з праць інших  
авторів без відповідних  
посилань.  
Студент (-ка) \_\_\_\_\_

Київ – 2020 рік

**Національний технічний університет України**  
**«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

**Механіко-машинобудівний інститут**  
**Кафедра технології машинобудування**

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 131 «Прикладна механіка»

Освітньо-наукова програма «Технології машинобудування»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ **Юрій ПЕТРАКОВ**

«10» вересня 2018 р.

**ЗАВДАННЯ**  
**на магістерську дисертацію студенту**

**Майдановичу Артему Сергійовичу**

1. Тема дисертації «Безпечна для кісткової тканини технологія оброблення кульшового суглоба», науковий керівник дисертації Фролов Володимир Костянтинович, кандидат технічних наук, доцент, затверджені наказом по університету від «04»березня 2020 р. №800-с

2. Термін подання студентом дисертації

15.05.2020

3. Об'єкт дослідження:

процес фрезерування вертлюжної западини людини

4. Предмет дослідження:

вплив режимів різання та температурний стан кісткової тканини людини при фрезеруванні кульшового суглобу.

5. Перелік завдань, які потрібно розробити:

проаналізувати умови проведення та перебіг операції, проаналізувати існуючі та застосовувані у техніці методи та засоби вимірювання температури та вибрати адекватні умовам експерименту, розробити схему вимірювання

температури в зоні різання з врахуванням умов проведення реальної операції та особливостей обраного вимірювального інструмента, розробити алгоритм для оцінки температурного впливу та порівняння його з критичним, провести аналіз отриманих експериментальних даних, надати практичні рекомендації щодо безпечних режимів різання при виконанні операції з протезування кульшового суглобу людини та рекомендації щодо подальших досліджень.

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу

Презентація PowerPoint

7. Орієнтовний перелік публікацій

1-2 статті, 1-2 патенти

8. Дата видачі завдання

30.09.2018.

#### Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Аналіз публікацій процесу встановлення протезу кульшового суглоба, Аналіз публікацій, що стосуються оброблення кісткової тканини різанням. Пошук критеріїв оцінки шкідливості температур	1.02.2019	Виконано
2	Аналіз існуючих методів та засобів вимірювання температури, вибір вимірювального інструменту.	1.05.2019	Виконано
3	Розроблення схеми вимірювання, тестування вимірювального інструменту.	1.10.2019	Виконано
4	Проведення експерименті. Розроблення алгоритму розрахунку термічного впливу.	1.01.2020	Виконано
5	Автоматизація розрахунків термічного впливу. Аналіз отриманих даних	1.03.2020	Виконано
6	Оформлення дисертації	15.05.2020	Виконано

Студент

Артем МАЙДАНОВИЧ

Науковий керівник

Володимир ФРОЛОВ

## **Реферат**

Робота містить: 75 аркуші, 38 ілюстрацій, 20 таблиць, 2 додатки. При написанні роботи використано 29 літературних джерел.

*Актуальність дослідження* – збільшення кількості операцій з протезування кульшового суглобу людини та висока частка вад встановлення протезу, що не пояснюються медичними причинами.

*Об'єкт дослідження* – процес фрезерування вертлюжної западини людини.

*Предмет дослідження* – вплив режимів різання та температурний стан кісткової тканини людини при фрезеруванні вертлюжної западини.

*Мета роботи* – перевірка гіпотези про перевищення безпечних для кісткової тканини людини температур при фрезеруванні вертлюжної западини в ході проведення операції з протезування кульшового суглобу та визначення безпечних з точки зору температурного впливу режимів різання.

*Методи дослідження:* ідеалізація, формалізація, аналіз, синтез, індукція, комп'ютерне математичне моделювання.

### **Наукова новизна одержаних результатів**

1. Розроблено схему вимірювання температури різання при обробленні кісткової тканини та споріднених матеріалів.
2. Розроблено та автоматизовано алгоритм розрахунку термічного впливу на кісткову тканину на основі даних про розподіл температури у часі.
3. Визначено аналітичні залежності максимальної температури в зоні різання від подачі та швидкості різання та відношення дійсного температурного впливу до критичного в залежності від максимальної температури в зоні різання.

### **Практичне значення одержаних результатів**

1. На основі отриманих експериментальних даних підтверджено гіпотезу про перевищення безпечних для кісткової тканини людини температур при фрезеруванні вертлюжною фрезою.
2. Зроблено висновок про доцільність розроблення нових роботизованих систем асистування операції, що дозволять застосовувати режими різання, безпечні з точки зору термічного впливу, для кісткової тканини людини.

## **Пропозиції щодо можливих напрямків продовження досліджень**

Подальші дослідження доцільно проводити в напрямку уточнення отриманих аналітичних залежностей з врахуванням таких особливостей процесу проведення операції, як періодичні переривання та вплив кровообігу в тканині на відведення теплоти із зони різання.

**Ключові слова:** фрезерування кульшового суглоба, температурний вплив.

Під час навчання загалом опубліковано 4 матеріали доповідей на конференціях (в тому числі 1 – на міжнародних), отримано 5 патентів України на корисну модель.

Зокрема, під час роботи над магістерською дисертацією опубліковано 1 матеріал доповіді на міжнародній конференції та 3 патенти України на корисну модель.

## **ABSTRACT**

The thesis contains 75 pages, 38 illustrations, 20 tables, 2 appendices. During writing of the work 29 literary sources were used.

*Thematic justification* – an increase in the number of the total hip arthroplasty operations, and a high proportion of defects in the installation of prostheses that are not explained by medical reasons.

*The object of research* – acetabular reaming.

*The subject of research* – influence of cutting conditions on thermal effect on the bone.

*The purpose of thesis* – testing of hypothesis on effect of the critical temperature on the human bone tissue during total hip arthroplasty operation.

*Methods of research*: idealization, formalization, analysis, synthesis, induction, computer mathematical modeling.

### **Scientific novelty of the received results**

1. A method of temperature measurement in cutting area during bone tissue reaming was invented.
2. An algorithm for calculation of cumulative thermal effect was invented and automatized.
3. Analytical dependencies of the maximal temperature both on feed and on cutting rate as well as dependence of cumulative thermal effect were found.

### **The practical value of the obtained results**

1. Based on the obtained experimental data, the hypothesis of critical thermal effect for human bone tissue temperatures during acetabular reaming was confirmed.
2. The conclusion on expediency of development of new robotic operation assistance systems which will allow applying the thermally safe for human bone tissue cutting modes is made.

## **Proposals for possible directions of research continuation**

Further research should be carried out in the direction of clarification of the obtained analytical dependences, taking into account such features of the operation process as periodic interruptions and the influence of blood circulation in the tissue on heat dissipation from the cutting zone.

**Keywords:** ACETABULAR REAMING, THERMAL EFFECT.

During the studying generally 4 materials of reports at conferences were published (including 31 at international ones) and 5 patents of Ukraine for utility model were received.

Among them during work on the master's thesis 1 material of report at international conference was published, and 3 patents of Ukraine for utility model were received.

## Зміст

Вступ .....	1
1. Огляд літератури .....	4
1.1. Дослідження температурних процесів при обробленні кісткової тканини людини осьовим різальним інструментом .....	4
1.2. Визначення температури, шкідливої для кісткової тканини людини .....	6
1.3. Характеристики кісткової тканини людини та матеріалів, що використовуються для досліджень .....	8
1.4. Перебіг операції .....	12
2. Методологія досліджень .....	15
2.1. Інструментальне забезпечення, що застосовується при проведенні операцій .....	15
2.1.1. Фрези .....	15
2.1.2. Хірургічні дрилі .....	16
2.1.3. Адаптери для вертлюжних фрез .....	17
2.2. Методи та технічні засоби вимірювання температури .....	18
2.2.1. Термоелементи (термопари) .....	18
2.2.2. Методи вимірювання температури, що базуються на вимірюванні інтенсивності теплового (інфрачервоного) випромінювання .....	27
2.2.3. Термометри опору .....	29
2.2.4. Матеріали, чутливі до змін температури .....	30
3. Експериментальне дослідження процесу фрезерування кісткоподібного матеріалу .....	34
3.1. Матеріально-технічне забезпечення .....	34
3.1.1. Мета експерименту .....	34
3.1.2. Вимірювальна схема .....	35
3.2. Підготовка експерименту .....	48
3.3. Режимы та інструменти .....	49
3.4. Підготування заготовок .....	54
3.5. Експериментальні дані .....	55
4. Аналіз результатів експериментів .....	58
4.1. Метод розрахунку температурного впливу .....	58
4.2. Приклад розрахунку зведеного термічного впливу .....	61
4.3. Результати розрахунку термічного впливу .....	63
4.4. Аналіз залежностей між максимальною температурою в зоні різання та термічним впливом. 64	
Висновки .....	70
Перелік використаних джерел .....	72



## Вступ

Завдяки розвитку медицини та суміжних галузей людству вдається подолати значну кількість проблем. За останні сто п'ятдесят років середня тривалість життя людини, яку можна назвати інтегральним показником якості життя, зросла з 35,6 років у чоловіків та 38,4 років у жінок до 78,5 та 83,3 років відповідно [1]. Проте збільшення середньої тривалості життя ставить перед людством нові випробування. Одним з них є необхідність підтримувати роботоздатність усіх без виключення систем організму людини, в тому числі опорно-рухового апарату.

У 2012 році найбільш розповсюдженими серед ортопедичних операцій у США були операції з відновлення функціональності колінного суглобу (203 на 100 000 населення) та операції з відновлення функціональності кульшового суглобу (149,1 на 100 000 населення), при цьому кількість операцій з відновлення функцій колінного суглобу зростає на 4,9%, а з відновлення кульшового суглобу – на 2,9 % [2].

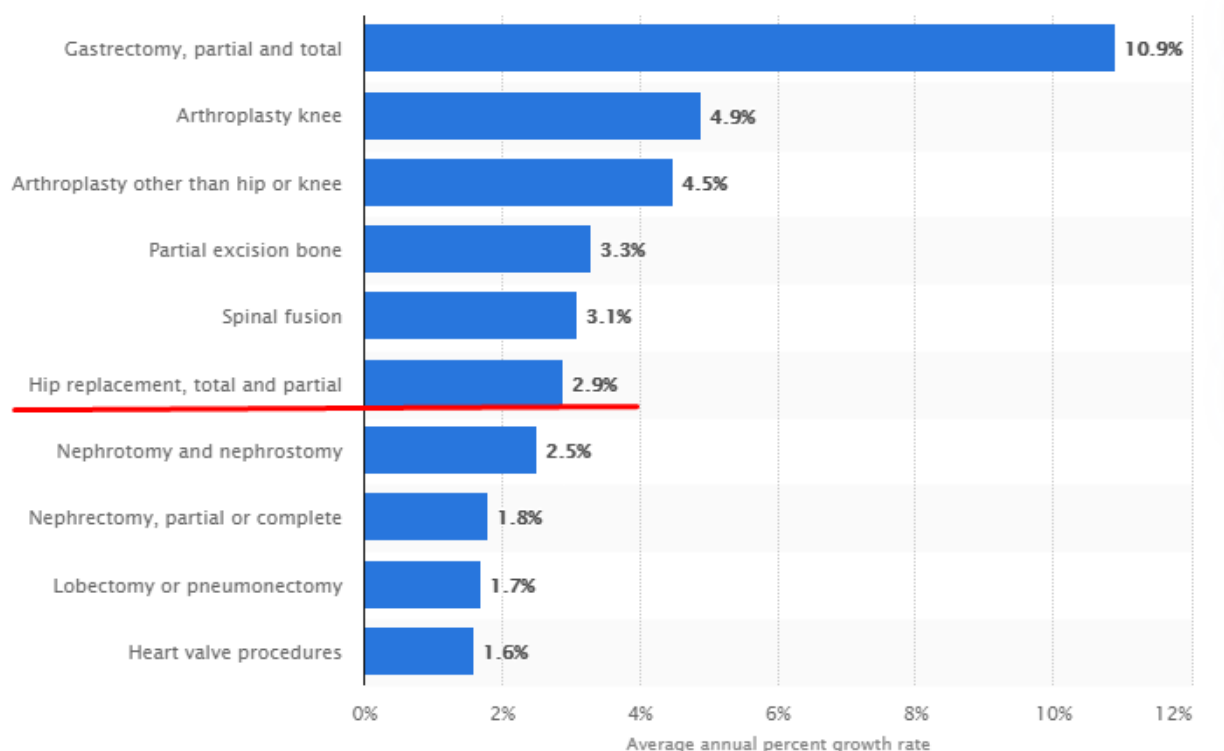


Рисунок 1. – хірургічні операції, кількість яких у США зростає найшвидше.  
Джерело: Statista.

А вже у 2017 році у Німеччині проводилось 309 операцій з відновлення кульшового суглобу на 100 000 населення, що є найвищим показником серед країн Організації економічної співпраці [3].

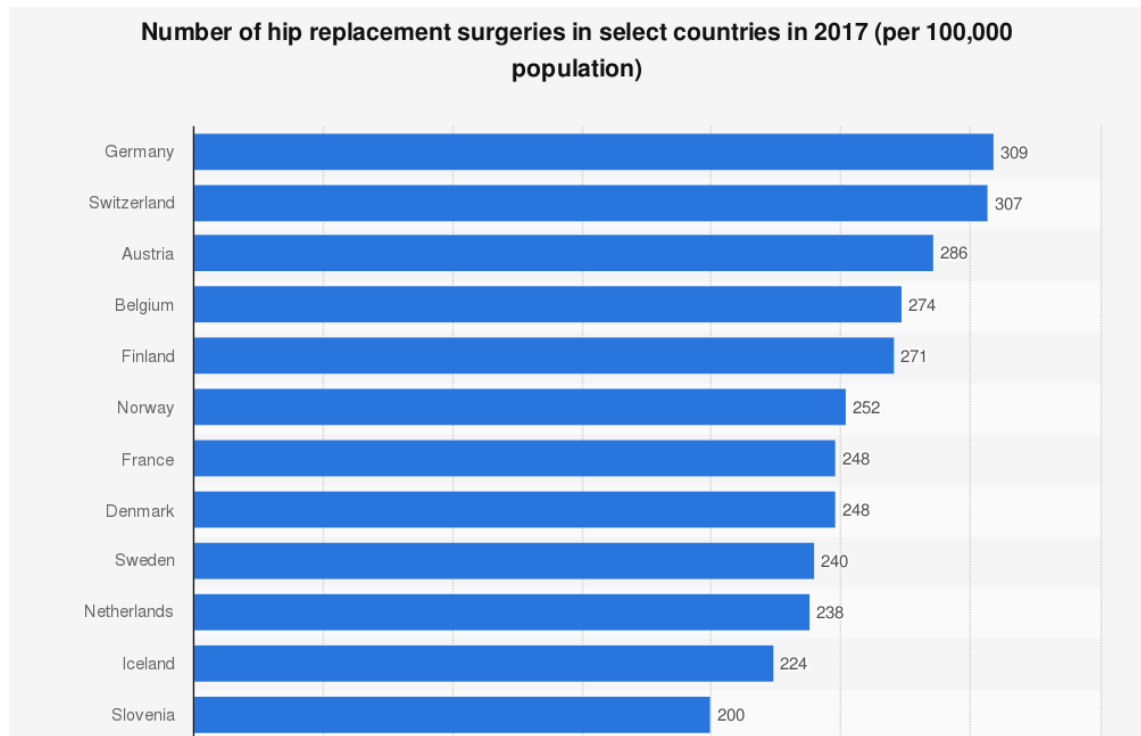


Рисунок 2 – кількість операцій у Країнах організації економічної співпраці на 100000 населення у період з 2013 по 2017 рік [3].

Завдяки широкому розповсюдженню процес встановлення колінного протезу є досить добре дослідженим, чого не можна сказати про протезування кульшового суглобу, тому в деяких загальних питаннях доводиться посилатися на дані, що стосуються протезування колінного суглобу, як на найбільш споріднену операцію. Аналіз причини повторного проведення операцій з протезування колінного суглобу показує, що до 23 % з загальної кількості випадків повторного проведення припадає на вади встановлення суглобу[4].

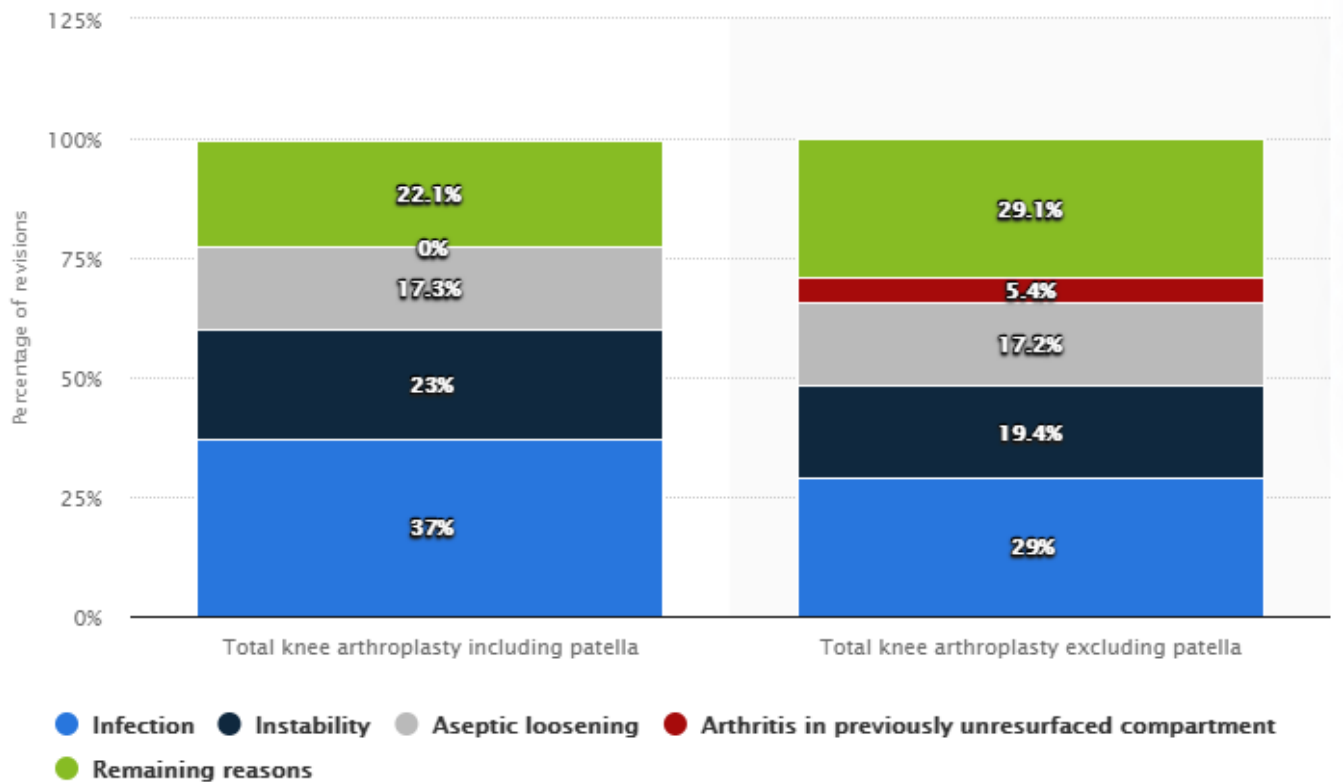


Рисунок 3 – причини проведення повторних операцій на колінному суглобі в Канаді [4].

Іншим важливим фактором є поступове розповсюдження роботизованих систем [5], що застосовуються при проведенні ортопедичних операцій, в тому числі з протезування кульшового суглобу. На сьогодні існує декілька подібних розробок [6, 7]. Застосування таких систем дозволяє збільшити діапазон режимів різання, що наразі обмежені особливостями ручного проведення операцій. Також використання роботизованих систем дозволяє точніше дотримуватись заданих режимів різання, ніж це можливо при роботі з ручним інструментом, саме тому визначення оптимальних з точки зору мінімізації термічного впливу режимів різання стає особливо актуальним.

## **1. Огляд літератури**

У даному розділі буде наведено аналіз публікацій, що стосуються процесу оброблення кісткової тканини людини осьовим різальним інструментом, термічного впливу на біологічні тканини та кісткову тканину зокрема, розглянуто будову кісткової тканини та механізм її термічного пошкодження, будову кульшового суглоба людини та конкретно вертлюжної западини тазової кістки, перебіг операції з його протезування, а також аналіз матеріалів, що застосовуються в якості моделей при дослідженні процесів оброблення кісткової тканини.

### **1.1. Дослідження температурних процесів при обробленні кісткової тканини людини осьовим різальним інструментом**

Проблемою визначення температури при свердлінні кісткової тканини займались Метьюз та Хірш [8]. Вони визначили вплив температури та експозицію в залежності від осьової сили в напрямку подачі, зношеності інструмента та наявності охолодження. У цьому дослідженні було показано принципову можливість появи термічного некрозу при свердлінні кісткової тканини.

Якоб та ін. [9] досліджували процес свердління кісткової тканин з метою пристосування математичних моделей, що застосовуються в при обробленні різанням металів, для визначення оптимальних режимів різання.

Айхер та Берг [10] досліджували нагрівання кісткової тканини при свердлінні. Для вимірювання було застосовано термоелементи(термопари), що підводились на 0,5 мм до поверхні отвору, що виготовлявся в процесі проведення експерименту. В даній роботі досліджувалась залежність температури від таких параметрів як кута при вершині свердла, кут закручування канавки свердла, швидкість різання та осьова сила. Проте авторам не вдалося встановити залежності через дисперсію значень.

Девіс та ін. [11] визначили константи, що дозволили використовувати використати моделі, відомі з оброблення металів, для визначення сили різання при свердлінні кісткової тканини людини. У другій частині своєї роботи вони визначили залежність температури від кута при вершині свердла та обґрунтували цю залежність теоретично.

На основі метааналізу, проведеного Саха та співавторами [12] було розроблено нову геометрію свердла, що дозволило зменшити температури при свердлінні на 40-50% у порівнянні зі звичайними свердлами, що застосовувались при свердлінні кісткової тканини.

Кіршнер та ін. [13] досліджували процеси фрезерування та свердління кісткової тканини та показали, що застосування інструментів з внутрішнім охолодженням дозволяє уникнути підвищення температури до більш ніж 50°C, що, на думку авторів, свідчить про відсутність некрозу.

Краузе та ін. [14] визначили, що при фрезеруванні кісткової тканини температура зменшується зі збільшенням подачі та зростає зі збільшенням глибини різання.

Фухсбергер [15] провів ґрунтовне дослідження процесу свердління кісткової тканини людини, у якому встановив вплив на температури геометричних параметрів свердла та режимів різання. Так, за результатами даного дослідження, температура зростає при збільшенні осьової сили та при збільшенні швидкості різання.

Шин та Юн [16] розробили метод вимірювання температури за допомогою термопар при поздовжньому фрезеруванні кісткової тканини людини сферичними фрезами та дослідили вплив глибини різання та подачі на температуру в зоні різання.

Сугіта та ін. [17] розробили метод вимірювання температури за допомогою термопар та інфрачервоних камер при поздовжньому фрезеруванні кісткової тканини людини та дослідили розподіл температур за глибиною при поздовжньому попутному та зустрічному фрезеруванні свинячої кісткової тканини.

Отже, аналіз публікацій тему досліджень процесу оброблення кісткової тканини людини фрезеруванням показує, що визначення ймовірності настання термічного некрозу тканин при підготовленні стегнової кістки до встановлення у неї імпланту кульшового суглобу потребує подальших досліджень, оскільки в наявних проведених дослідження не було враховано кінематику процесу оброблення або геометрію інструменту, що робить екстраполяцію наявних даних на такий тип операцій неможливою.

Проведений аналіз літератури показує, що на даний момент відсутні ґрунтовні дослідження процесу фрезерування вертлюжної западини людини і гіпотеза про можливе виникнення термічного некрозу кісткової тканини потребує перевірки.

Метою даної роботи є розроблення вимірювальної схеми для визначення температури у зоні різання при фрезеруванні вертлюжної западини, визначення впливу режимів різання, а саме швидкості різання (частоти обертання, оскільки швидкість відрізнятиметься усіх точках перерізу інструмента через його геометрію) та подачі на оберт у межах, можливих при проведенні операції з використанням ручного інструменту, на температуру в зоні різання та час її дії на живі тканини (експозицію) та надання рекомендацій щодо режимів різання, що забезпечують мінімальний термічний вплив.

## **1.2. Визначення температури, шкідливої для кісткової тканини людини**

Для проведення даного дослідження необхідно в першу чергу визначити температуру, за якої у людській кістковій тканині може відбуватись процес відмирання клітин. Існує ряд досліджень, автори яких намагались визначити критичні температури для кісткової тканини різних тварин та на основі характеристик цих тканин теоретично визначити температуру, за якої некроз настає у кістках людини.

Фрезер [18] визначив, що в некроз можливий при перевищенні температури у  $44^{\circ}\text{C}$ . В той же час Еріксон та Альбректсон [19] провели дослідження, у якому нагрівали кісткову тканину живих кролів до  $50^{\circ}\text{C}$  протягом однієї хвилини та до  $47^{\circ}\text{C}$  та  $44^{\circ}\text{C}$  протягом однієї та п'яти хвилин у двох різних експериментальних групах та. При цьому гостре пошкодження тканини спостерігалось у групах, у яких нагрівання відбувалось до  $50^{\circ}\text{C}$  та до  $47^{\circ}\text{C}$ . І тільки нагрівання до  $50^{\circ}\text{C}$  мало тривалий вплив на характеристики тканини. Нагрівання до  $44^{\circ}\text{C}$  не мало жодних серйозних наслідків. Лундског [20] визначив, що ймовірність некрозу залежить не тільки від температури, а й від часу дії. За результатами його експериментів було графічно визначено температуру, за якої можливий некроз. Аналітично ця залежність з точністю 98% визначається наступним рівнянням:

$$T_{GL} = 63,55t_v^{-0.045} \quad (1)$$

де  $T_{GL}$  – гранична температура,  $t_v$  – час дії цієї температури. Тобто якщо у (2)  $T_s > 0$ , є вірогідність некрозу тканин.

$$T_s = T_v - 63,55t_v^{-0.045} \quad (2)$$

У цій роботі термічний вплив процесу різання на кісткову тканину людини буде визначатись за залежністю, визначеною Лундскогом, оскільки тільки в ній враховується час дії температури, а отже і загальна кількість теплової енергії, отриманої кісткою.

Графічно апроксимовану залежність можна зобразити наступним чином (для наочності час подано у логарифмічних координатах):

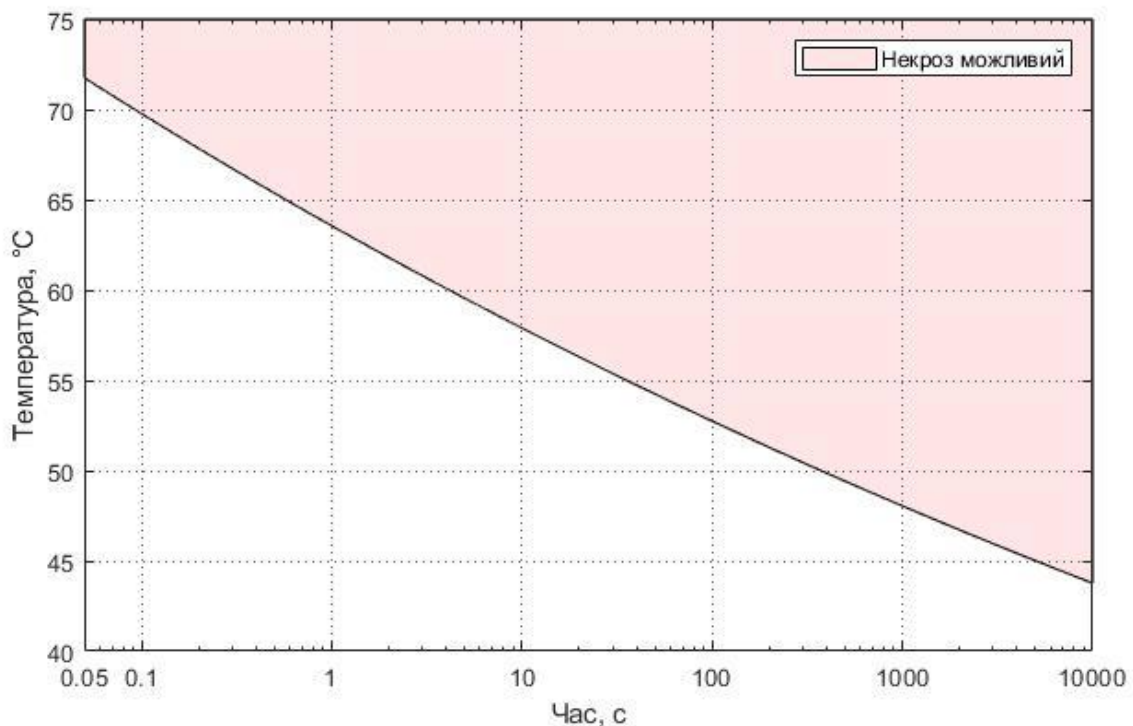


Рисунок 1.1 – графічне представлення ймовірності виникнення некрозу в залежності від температури та часу її дії за Лундскогом.

### **1.3. Характеристики кісткової тканини людини та матеріалів, що використовуються для досліджень**

Для проведення даного дослідження важливим є знання механічних властивостей кісткової тканини, адже саме вони впливають на сили різання та утворення теплоти в процесі оброблення

Кістка людини складається з двох основних шарів: зовнішньої компактної (твердої) кістки та внутрішньої губчастої кістки. Ці два види кісткової тканини відрізняються за будовою, функціями та властивостями. Властивості кісткової тканини, в тому числі механічні, відрізняються в залежності від віку, харчування та способу життя людини. Для визначення механічних властивостей релевантною є також зміна властивостей в залежності від умов зберігання проб, оскільки дослідження механічних властивостей кісток живих людей не є можливим.

Розглянемо будову кістки більш детально. Більша частина кісткової тканини складається з міжклітинної речовини та розташованих спіральних колагенових волокон, всередині яких у так званих лакунах компактно розташовані клітини (остеоцити). Кожна така клітина має велику кількість тонких виростів, що пронизують вузькі проміжки у волокнах. Така складна будова забезпечує гомогенну структуру тканини. Колагенові волокна в свою чергу організовані у спіральні пластинчасті структури, наповнені солями кальцію. Такі волокна утворюють 30-40% кісткової тканини у дорослих людей та дещо більше у молодих. Неорганічні сполуки, якими оточені колагенові волокна, складають відповідно до 60-70% сухої речовини тканини і представлені в основному апатитовими солями кальцію. Органічні структури кістки є м'якими та гнучкими, а неорганічні – твердими та крихкими. Отже, міцність кісток залежить від основи, що складається з солей кальцію та колагенової структури [21].

Поверхні кісток вкриті окістям, проте це не стосується поверхонь, що беруть участь у суглобовому з'єднанні і, відповідно, вкриті хрящами, тому будова та властивості окістя не є релевантними у межах даної роботи.



Існує чотири види кісткової тканини, а саме: пластинчаста (ламелярна), до якої відноситься компактна та губчаста, волокниста, дентин та цемент (дві останні зустрічаються у зубах).

Структура компактної кісткової тканини схожа на ряди трубок, кожна з яких зі спіралью розташованих пластинок і нагадує трубчасту фанеру за виключенням того, що різні шари з'єднані між собою радіальними колагеновими волокнами. Така будова забезпечує високу міцність тканини. Губчаста кісткова тканина складається з шарів кісткових пластинок, що перетинаються. Між такими шарами розташовані порожнини, заповнені кістковим мозком. Пластинки у губчастій тканині подібні до пластинок, що утворюють компактну тканину, проте вони згруповані у пласкі або лише дещо викривлені шари і не утворюють трубчастої структури, характерної для компактної тканини. Товщина таких шарів зазвичай складає від 0,1 мм до 0,5 мм. Такі шари мають довільне розташування, але їх напрямок приблизно співпадає з напрямками напружень, що виникають у кістці [21].

Кістки не є абсолютно жорсткими, при чому молоді кістки є більш еластичними, ніж кістки старших людей. При досягненні межі пружності відбувається перелом кістки, причому злам є крихким і нагадує злам чавуну. Межа міцності компактної кісткової тканини на розтяг перевищує 98 МПа, межа міцності на стиск приблизно вдвічі вища, за межу міцності на розтяг. Варто зазначити, що значення зусилля, необхідного для зламу кістки значно відрізняється залежно від віку, оскільки кості молодих організмів мають більшу кількість волокнистої тканини, ніж кості дорослих, які містять більшу кількість солей кальцію, і тому є більш міцними на розтяг і менш міцними на стиск [21].

Розглянемо детальніше та кульшового суглоба, тазової кістки та вертлюжної западини оскільки саме вона є об'єктом, оброблення якого моделюється. Кульшовий суглоб відноситься до чашоподібних суглобів, що утворюється головкою стегнової кістки та вертлюжною западиною тазової кістки людини. Суглобова частина головки стегнової кістки утворює приблизно дві третини сфери.

Іншу кістку, що утворює кульшовий суглоб, тазову, можна умовно поділити на дві частини – верхню та нижню, що містить т. з. затульний отвір. Зовні на тазовій кістці нижче цього отвору знаходиться глибока чашоподібна вертлюжна западина,

що, при вертикальному положенні тіла, направлена вперед, вбік і дещо донизу. Западина має чіткий край окрім нижньої кромки, де він згладжується та формує вирізку вертлюжної западини, до боків якої зв'язками прикріплюється голівка стегнової кістки. Западина вище вирізки має шорстку поверхню та формує так звану ямку вертлюжної западини. Інша частина западини, що має підковоподібну форму, прикрита хрящем. Загальний вигляд кульшового суглоба та кульшовий суглоб у фронтальному перерізі наведено на рисунках 1.2 та 1.3.

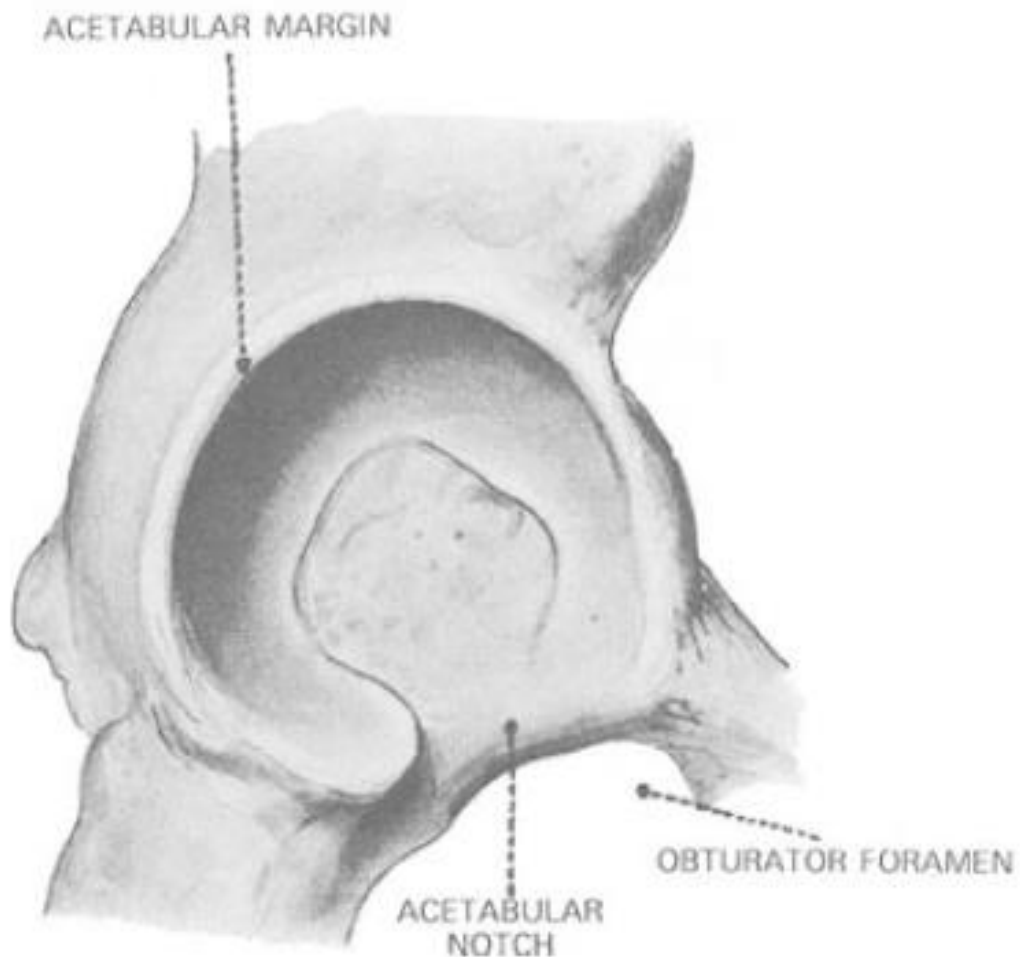


Рисунок 1.2 – загальний вигляд кульшової западини [21].

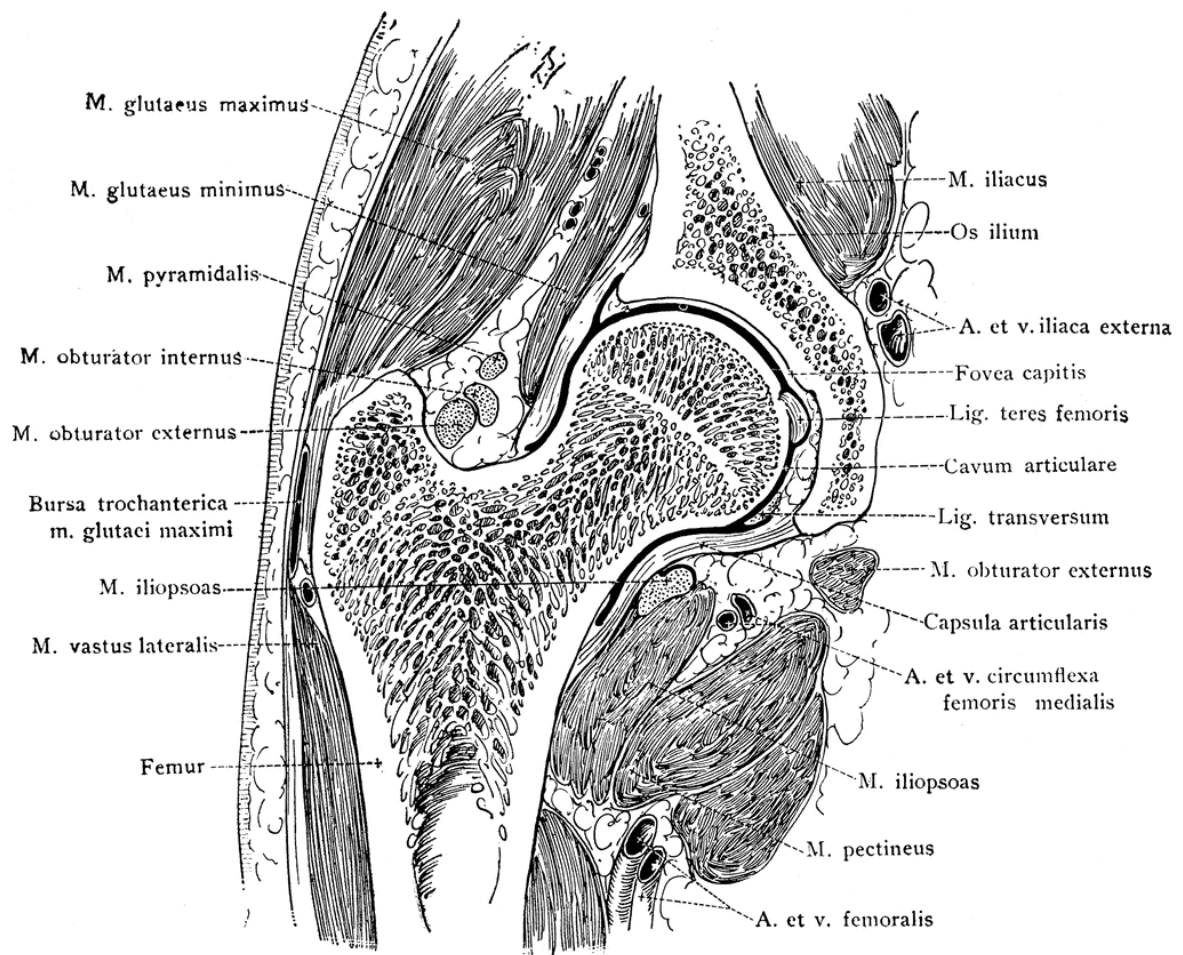


Рисунок 1.3 – фронтальний переріз кульшового суглоба [22].

Часто в якості модельного матеріалу для медичних досліджень використовувались кістки великої рогатої худоби, найчастіше коров'ячі, завдяки подібності їх механічних властивостей. Проте в останні роки використання тваринних матеріалів також є проблемним з точки зору етики. З таких міркувань в якості матеріалу для проведення досліджень часто використовується поліуретан різної густини, оскільки він достатньо точно, до 98% [23] відтворює структуру губчастої кісткової тканини і, дещо меншою мірою, її механічні властивості. Іноді для моделювання компактної кісткової тканини блоки поліуретану покриваються шаром епоксидної смоли.

Механічні властивості людської компактної та губчастої кісткової тканини, коров'ячої компактної кісткової тканини та пінополіуретану густиною  $0,24 \text{ г/см}^3$   $0,48 \text{ г/см}^3$  (20 та 30 PCF (англ. pounds per cubic feet, тобто фунтів на кубічний фут)) наведено у таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – механічні властивості кісткової тканини людини, корови [24] та поліуретану [25].

Характеристика	КТ людини (компактна), МПа	КТ людини (губчаста)	КТ корови (компактна)	Поліуретан 20PCF	Поліуретан 30PCF
Густина, г/см <sup>3</sup>	1,63	0,27	-	0,32	0,48
Модуль пружності, МПа	182	155	196	256	445
Межа міцності на стиск, МПа	17,4	6,0	20,4	8,4	18

За сукупністю характеристик було прийнято рішення використовувати в якості модельного матеріалу поліуретанову піну густиною 20 PCF – фунтів на кубічний фут (0,32 г/см<sup>3</sup>), оскільки вона з достатньою точністю відтворює структуру губчастої кісткової людини та її механічні властивості та меншою мірою її фізичні властивості. Важливими факторами були також неможливість підготовки зразків для точного встановлення термодіаграми та труднощі при транспортуванні та зберіганні тваринних решток в умовах, здатних забезпечити незмінність їх фізичних та механічних властивостей. Не менш важливою причиною відмови від кісток тварин у якості модельного матеріалу стало те, що у розвинених країнах ставиться під сумнів етичність використання тварин, особливо високорозвинених ссавців, в якості дослідної моделі.

#### 1.4. Перебіг операції

Для кращого розуміння умов, які необхідно якомога ближче відтворити в рамках експерименту, розглянемо типовий перебіг операції зі встановлення протезу кульшового суглобу. Як видно з аналізу будови та властивостей двох видів кісткової тканини, зовнішній, компактний шар має щільну будову, що перешкоджає утворенню адгезивного зв'язку між живою тканиною та матеріалом протезу. Отже, мета операції полягає у видаленні шару компактної кісткової тканини та утворення напівсферичної поверхні у губчастій кістці. Більшість подібних операцій відбуваються за однією

схемою з невеликими відмінностями у певних кроках, які залежать від типу протезу, що встановлюється. Отже, типова операція відбувається наступним чином:

- Пацієнт кладеться на спину, або (рідко) на бік. Положення пацієнта має бути зручним, оскільки зміна положення під час операції неможлива;
- Проводиться дезінфекція області стегна до пупа для уникнення можливого потрапляння бактерій до надрізу;
- Виконується надріз в області кульшового суглобу довжиною 8-18 см;
- Відкривається та зсувається м'язовий масив;
- Відкривається суглобова чаша та видаляються пошкоджені запаленням шари тканини;
- Видаляється верхня частина стегнової кістки;
- Шляхом видалення матеріалу з вертлюжної западини за допомогою фрези підготовлюється поверхня для встановлення протезу. Діаметр фрези збільшується поступово;
- За допомогою пробної голівки протезу відбувається підбір точної позиції;
- Нижня частина протезу встановлюється у стегнову кістку;
- За допомогою пробної голівки протезу перевіряється довжина конструкції та її рухомість;
- Встановлюється робоча головка протезу;
- Виконується контрольний рентгенографічний знімок.

Середня тривалість всієї операції складає від 45 до 75 хвилин. У особливо складних випадках – до 90 хвилин [26, 27].

Враховуючи відносно низький коефіцієнт теплопередачі губчастої кісткової тканини можна припустити, що теплота, що виникає при різанні компактної кістки, не передається у губчасту кісткову тканину достатньо глибоко і релевантною є лише теплота, що виникає при фрезеруванні губчастої тканини.

Отже, за результатами роботи над даним розділом можна зробити наступні висновки:

- за останні 50 років було проведено значну кількість досліджень процесу оброблення кісткової тканини людини різанням та супутнім тепловим процесам.
- Лише деякі дослідження стосувались процесу фрезерування кісткової тканини, проте через різницю в геометрії інструменту та заготовки, а також кінематики оброблення ці дані не можуть бути екстрапольовані на процес фрезерування вертлюжної западини людини.
- Проблема впливу високих температур на організм людини загалом та кісткову тканину зокрема є достатньо дослідженою, критерій небезпечності температури для кісткової тканини відомий
- Для вимірювання температури найчастіше застосовувались термопари та/або пірометри та/або термокамери.
- **метою даного дослідження** є перевірка гіпотези про перевищення безпечних температур в зоні різання при фрезеруванні вертлюжної западини людини та, у випадку підтвердження гіпотези, надання практичних рекомендацій щодо режимів різання, за дотримання яких можна уникнути термічного пошкодження кісткової тканини.

Для перевірки гіпотези про перевищення безпечної мають бути виконані наступні **завдання**:

- аналіз умов проведення та перебігу операції
- аналіз існуючих та застосовуваних у техніці методів та засобів вимірювання температури та вибір адекватно умовам експерименту;
- розроблення схеми вимірювання температури в зоні різання з врахуванням умов проведення реальної операції та особливостей обраного вимірювально інструменту;
- розроблення алгоритму для оцінки температурного впливу та порівняння його з критичним;
- проведення аналізу отриманих експериментальних даних.
- Надання практичних рекомендацій щодо безпечних режимів різання при виконанні операції з протезування кульшового суглобу людини та рекомендацій щодо подальших досліджень.

## **2. Методологія досліджень**

В даному розділі буде детально розглянуто інструментальне забезпечення, що застосовується при проведенні операцій, методи вимірювання температури та вимірювальні інструменти, що застосовувались в проаналізованих дослідженнях для вимірювання температури, а саме термопари та інфрачервоні термометри (термокамери), а також інші, розповсюджені у техніці методи вимірювання температури, такі як термометри опору та застосування температурно-чутливих матеріалів та зроблено висновки щодо обраного засобу вимірювання температури.

### **2.1. Інструментальне забезпечення, що застосовується при проведенні операцій**

Для точного відтворення умов оброблення в ході планування та проведення експерименту необхідно володіти інформацією про інструмент, який використовується для оброблення, засіб передачі енергії на інструмент та інтерфейс між інструментом та приладом для передачі енергії.

#### **2.1.1. Фрези**

При проведенні операцій із встановлення протезу у вертлюжній западині для утворення високоякісної півсферичної поверхні використовується вертлюжні фрези (або розгортки, англ. acetabular reamer) різних конструкцій, які відрізняються кількістю та розташуванням лез. Основною вимогою до таких інструментів є забезпечення можливості оброблення поверхні вздовж всього перерізу інструменту для забезпечення відповідної форми поверхні. Найбільш розповсюдженою є модель фрез, що зображено на (рисунку). На таких інструментах вимога забезпечення відповідної форми виконується за допомогою розташування лез спірально. Використання такого інструменту є найбільш економічно обґрунтованим через невисоку вартість та можливість забезпечити достатню якість поверхні. Такі фрези виготовляються комплектами, що складаються з інструментів діаметром від 36 до 60 мм з кроком, переважно, у 1 мм. На рисунку 2.1. зображено існуючі конструкції вертлюжних фрез.



Рисунок 2.1 – конструкції вертлюжних фрез. Джерело: Тесомет

### 2.1.2. Хірургічні дрилі

Для передачі енергії під час проведення операцій із заміни кульшового суглобу людини використовуються ручні дрилі, подібні за будовою до звичайних побутових дрилів, проте виготовлені переважно з біологічно нейтральних матеріалів, основною вимогою до яких є корозійна стійкість. Джерелом енергії може слугувати акумулятор, або електрична мережа. Потужність хірургічного дрилу складає зазвичай близько 110 Вт. Такі дрилі забезпечують частоту обертання до 250-350 обертів на хвилину. Загальний вигляд хірургічного дрилу наведено на рисунку 2.2.





Рисунок 2.2 – типовий хірургічний дріль. Джерело: Orthopedicdrills

### 2.1.3. Адаптери для вертлюжних фрез

Для закріплення фрези у патроні хірургічного дрілю використовуються стрижні з різноманітними системами кріплення інструменту. Найбільш розповсюдженими є хрестова схема закріплення, зображена на рисунку 2.3 [патент US008603180B2].

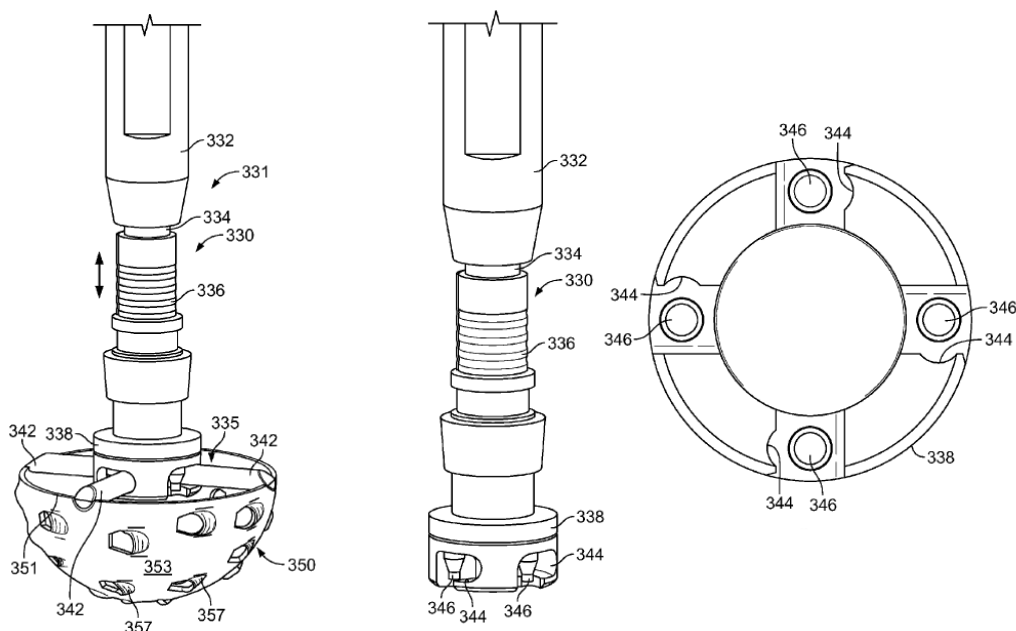


Рисунок 2.3 – державка фрези.

Така схема дозволяє реалізувати швидку заміну інструменту в ході операції при забезпеченні високої жорсткості кріплення. Проте така схема закріплення захищена

патентом, що змушує виробників розробляти і інші конструкції з метою економії коштів.

## **2.2. Методи та технічні засоби вимірювання температури**

Вимірювання температури в зоні різання пов'язане деякими суттєвими труднощами, до яких відноситься складність розміщення вимірювального інструменту безпосередньо в зоні різання у випадку використання контактних методів вимірювання або ж розташування вимірювального інструменту із дотриманням необхідного кута зору на зону різання. При використанні осьового різального інструменту додаткові труднощі викликає розміщення вимірювального інструменту на кромці різального. Розміщення вимірювального інструменту в заготовці в околі зони різання пов'язане з ризиком виведення інструменту з ладу. Крім того в такому випадку інструмент перебуватиме безпосередньо в зоні різання протягом дуже короткого часу. В умовах експерименту, що проектується це може викликати додаткові труднощі через низьку теплоємність та теплопровідність модельного матеріалу, що може зашкодити передачі теплоти із зони різання на вимірювальний інструмент. Уданому розділі розглянуто відомі технічні засоби, що були застосовані в подібних дослідженнях раніше або можуть теоретично бути застосовані для вимірювання температури в зоні різання та обрано такий, що найкраще задовольняє поставлені вимоги. Проектування експерименту в подальшому відбуватиметься з врахуванням особливостей обраного вимірювального інструменту.

### **2.2.1. Термоелементи (термопари)**

Даний засіб вимірювання температури базується на термоелектричних явищах.

Процеси, що відбуваються у провідниках (також напівпровідниках та надпровідниках) під дією температури називаються термоелектричними та можуть бути поділені на такі явища як термоелектричний ефект (ефект Зеєбека), ефект Пельтьє та ефект Томсона. [28].

Ще Вольт встановив, що при контакті двох різних металів виникає, так звана контактна різниця потенціалів. Також ним було встановлено, що якщо декілька

металів контактують послідовно, то, за мови, що всі точки контактів перебувають за однакової температури, різниця потенціалів між крайніми металами не буде залежати від проміжних провідників. Із цього слідує, що якщо декілька металів за однакової температури замкнути у коло, то електрорушійна сила у такому колі буде дорівнювати нулю і струм у колі не виникатиме.

В той же час, якщо місця контактів мають різну температуру, у колі виникає так званий термоелектричний струм. Дане явище називається ефектом Зеебека. Важливо відзначити, що ефект Зеебека, на відміну від ефектів Пельтьє та Томсона, спостерігається також за відсутності замкненого електричного кола [29]. Метал або напівпровідник, до якого тече струм через більш нагрітий спай термопари, називається позитивним і грає роль анода, а інший негативним і відіграє роль катода. За цією ознакою метали впорядковано у так званий термоелектричний ряд [28]. Дана властивість провідників і забезпечує можливість вимірювання температури.

Здатність металів створювати при контакті з іншими матеріалами різницю потенціалів характеризується термоелектричним коефіцієнтом (коефіцієнтом Зеебека). Термоелектричний коефіцієнт двох гомогенних металів залежить від матеріалу провідників і є функцією різниці температур між контактами термопари і не залежить від всіх інших величин включаючи ефект Томсона, ефект Пельтьє, зміни перерізу розподіл та градієнт температури [29]. При цьому визначення абсолютних термоелектричних коефіцієнтів є достатньо складним і тому для спрощення було вирішено вимірювати термоелектричні коефіцієнти відносно еталонних металів – Платини, Міді або Свинцю. Такий коефіцієнт називається відносним термоелектричним коефіцієнтом або відносним коефіцієнтом Зеебека і, як і абсолютний термоелектричний коефіцієнт є функцією різниці температур. Саме на його використанні базується метод вимірювання температури за допомогою термопар. Відносний термоелектричний коефіцієнт не співвідноситься з контактним потенціалом (ефектом Вольти).

Абсолютний термоелектричний коефіцієнт може бути визначений як сума термоелектричних коефіцієнтів еталонного провідника (наприклад Платини)  $S_{Pt}(T)$  та відносного термоелектричного коефіцієнту металу (матеріалу) А  $S_{A/Pt}(T)$ :

$$S_A(T) = S_{Pt}(T) + S_{A/Pt}(T) \quad (2.1)$$

Відповідно, відносні температурні коефіцієнти довільної пари матеріалів А та В  $S_{A/B}(T)$  можуть бути визначені за відомими  $S_{A/Pt}(T)$  та  $S_{B/Pt}(T)$ :

$$S_{A/B}(T) = S_{A/Pt}(T) - S_{Pt/B}(T) = S_A(T) - S_B(T) \quad (2.2)$$

В якості еталону для вимірювання термоелектричних коефіцієнтів металів використовується платина з високим рівнем однорідності та чистотою > 99,999% .

Термічна ЕРС, що виникає в термоелементах, утворених двома однорідними провідниками А та В за різниці температур  $T_1 - T_0$ , де  $T_0$  – еталонна температура, може бути визначена як:

$$U_{A/B}(T_1, T_0) = U_{A/Pt}(T_1, T_0) \pm S_{Pt/B}(T_1, T_0) \quad (2.3)$$

За тим же принципом напруга  $U_{A/B}(T_2, T_1)$  визначається як:

$$U_{A/B}(T_2, T_1) = U_{A/B}(T_2, T_0) \pm U_{A/B}(T_1, T_0) \quad (2.4)$$

Як було згадано раніше, у електричному колі, що складається принаймні з двох різних провідників діють ефект Пельтьє та ефект Томсона. Ефект Пельтьє полягає в тому, що при проходженні струму через контакт двох провідників, залежно від напрямку цього струму, у місці контакту окрім тепла Джоуля поглинається або виділяється додаткове тепло. Це тепло називається теплом Пельтьє. На відміну від тепла Джоуля – Ленца, величина якого пропорційна квадрату сили струму, тепло Пельтьє пропорційне її першому ступеню та змінює знак при зміні напрямку струму.

Крім того при проходженні струму через провідник, спостерігається так званий ефект Томсона. Причиною цього явища є те, що провідники зазвичай нагріваються нерівномірно, а отже окремі ділянки провідника перебувають у різних фізичних станах. За таких умов провідник доцільно розглядати як сукупність послідовно з'єднаних провідників нескінченно малої довжини, кожен з яких перебуває у фізичному стані, відмінному від фізичного стану сусідніх провідників і, відповідно, у місцях контактів цих уявних провідників буде виділятися тепло Пельтьє, яке у даному випадку називається теплом Томсона.

Досвід експлуатації термоелементів показує, що для достатньо точного вимірювання температури за допомогою термоелементів необхідно дотримуватись кількох правил:

- електричне коло має бути розімкненим або вплив побічних ефектів (ефект Джоуля, ефект Пельтьє) повинен бути нехтовно малим;
- електричне коло має бути нерозгалуженим, не повинно містити паралельно з'єднаних опорів;
- матеріал провідників повинен бути таким, що може вважатись однорідним з точки зору термоелектричних властивостей;
- термоелектричні властивості повинні бути ізотропними. У випадку розповсюджених металічних провідників вважається, що ізотропність забезпечується полікристалічною будовою;
- значення термоелектричних коефіцієнтів не повинно бути змінено попереднім термічним впливом на провідники і залишатись незалежним від всіх інших чинників крім температури;
- необхідно уникати впливу температури на провідники між спаями;
- неоднорідні провідники, наприклад штекери та клеми, повинні знаходитись поза межами області, у якій наявний градієнт температур;
- якщо у термопарі при різниці температур між контактами, що мають температури  $T_1$  та  $T_2$  виникає напруга  $U_{A/B}(T_1, T_2)$ , а при температурах  $T_2$  та  $T_3$  -  $U_{A/B}(T_2, T_3)$ , то за температури контактів  $T_1$  та  $T_3$  виникатиме різниця потенціалів рівна

$$U_{A/B}(T_1, T_3) = U_{A/B}(T_1, T_2) + U_{A/B}(T_2, T_3) \quad (2.5)$$

Тобто для отримання високої точності необхідно прагнути до забезпечення умов, за яких різниця потенціалів між контактами термопарі буде залежати тільки від різниці температур цих контактів.

Під час використання термоелементів не вдається повністю уникнути чинників факторів зовнішнього середовища, що спричинює зміну термоелектричних властивостей провідника по його довжині, що в свою чергу призводить до зміни  $\Delta U$  відносно нормованого чи каліброваного значення. До таких факторів належать

хімічний склад (коливання складу між партіями металургійної продукції, ліквіація, поглинання речовин із навколишнього середовища, хімічні реакції, зміна концентрації внаслідок ядерних перетворень), металургійний стан провідників (деформація, процеси рекристалізації, розчинення або виділення компонентів сплаву, дефекти структури) та фізичні причини (механічні напруження, статичний тиск, вплив магнітного поля).

На практиці застосовуються два види термоелементів: термоелементи з рознесеними точками під'єднання та порівняння та термоелементи з комбінованими. У першому випадку для вимірювання напруги один з провідників розривається і до нього приєднується вольтметр. У другому випадку розривається другий контакт між термоелементами і вольтметр приєднується на його місці.

У першому випадку (рисунок 2.4, зліва) вимірювальне електричне коло характеризується чотирма температурами: температурами контактів основних провідників А та В  $T_1$  та  $T_2$  та температурами точок приєднання третього провідника (АС та ВС). З раніше наведених емпіричних правил слідує, що необхідно забезпечити рівність двох останніх температур. Часто у такому випадку контакт  $T_1$  тримають за температури  $0^\circ\text{C}$ .

Для підвищення чутливості термоелементів на практиці іноді застосовується паралельне з'єднання термопар. У такому випадку роздільна здатність збільшується у  $n$  разів, де  $n$  – кількість паралельно під'єднаних термопар. Проте такий метод не рекомендується використовувати при вимірюванні великих температур, оскільки в такому випадку зростатиме похибка через вплив нелінійної залежності  $U(T)$ .

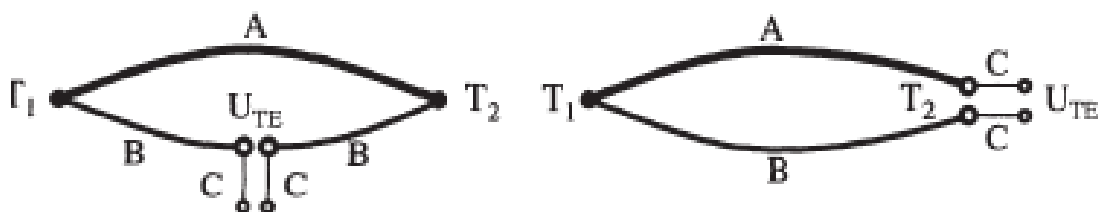


Рисунок 2.4 – принципові схеми виконання термоелементів: з розділеними точками порівняння та вимірювання (зліва) та з суміщеними точками порівняння та вимірювання (справа) [29].

Характеристичні лінії нормованих термоелементів будуються за температури точки порівняння, рівної  $0^{\circ}\text{C}$ . За тих же умов проводиться і калібрування термоелементів при виробництві. Якщо під час вимірювання температура у порівняльній точці не дорівнює  $0^{\circ}\text{C}$ , то через нелінійний характер залежності  $U(T)$  та з формули (7) слідує, що перед визначенням температури за оберненою функцією  $T[U(T, T_0)]$ , оберненою характеристичною лінією або шляхом інтерполяції між табличними значеннями необхідно ввести корекцію:

$$U(T_B, T_0) = U(T_B, T_{II}) + U(T_{II}, T_0) \quad (2.6)$$

де  $T_B, T_{II}$  – температури точок вимірювання та порівняння відповідно.

Значення напруги може коригуватись розрахунково або шляхом введення у вимірювальне електричне коло додаткової напруги, що дорівнює різниці потенціалів між кінцями термопар за різні температур ( $T_{II}, T_0$ ), або шляхом додавання напруги  $U(T_{II}, T_0)$  до виміряного значення [29].

Термоелементи для технічного застосування виготовляються найчастіше у вигляді термопар у металевій оболонці з мінеральною ізоляцією (англ. mineral-insulated metal-sheathed thermocouples). Схеми типових термопар наведено на рисунку 2.5.

Термопари з неізолюваною точкою вимірювання не використовуються для вимірювання температури електропровідних об'єктів, оскільки у такому випадку може відбуватись заземлення вимірювального електричного кола. В той же час завдяки зменшенню втрат при теплопередачі від вимірюваного об'єкту до вимірювального спаю такі термопари мають вищу точність та кращі динамічні якості.

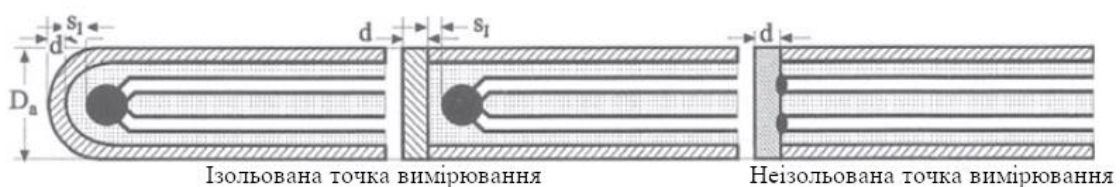


Рисунок 2.5 – типові вимірювальних спаїв термопар у металевій оболонці з мінеральною ізоляцією [29].

При виборі типу термоелементів для кожного конкретного вимірювання варто звертати увагу на наступні властивості, які до того ж в різних умовах мають різну значущість:

- монотонно зростаюча, якомога більш лінійна характеристична лінія;
- стійкість характеристичної лінії у часі після першого та повторних калібрувань;
- висока та стала чутливість у широкому діапазоні температур;
- мінімальний вплив фізичних чи хімічних включень на чутливість термоелементів;
- температура плавлення повинна значно перевищувати максимальну температуру, за якої застосовуватиметься термоелемент;
- якомога вища хімічна стійкість у всьому діапазоні температур;
- однорідність матеріалу та термоелектричних властивостей;
- міцність та пластичність застосовуваних матеріалів;
- густина та коефіцієнт термічного розширення застосовуваних матеріалів;
- термічні властивості, а саме питома теплоємність, теплопровідність та коефіцієнт випромінення;
- електричні властивості, а саме питомий електричний опір та низький температурний коефіцієнт опору;
- магнітні властивості;
- відтворюваність метрологічних властивостей під час виготовлення та застосування;
- вартість виготовлення та застосування.

На сьогодні існує вісім типів міжнародно стандартизованих термопар, матеріали яких мають задовільні властивості за вищевказаними параметрами. Такі термопари відрізняються за областю застосування, чутливістю та точністю. Характеристики найбільш поширених типів термопар наведено у таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Найбільш розповсюджені типи термопар та їх властивості [29].

Тип	Сплави провідників	Область застосування	Граничне відхилення*
T	Cu-CuNi	-270...+400	±0,5 K



J	Fe-CuNi	-210...+1200	±1,5 K
E	NiCr-CuNi	-270...+1000	±1,5 K
K	NiCr-NiAl	-270...+1372	±1,5 K

\*примітка: точність наводиться у діапазоні температур -40...125°C для типу T та -40...375°C для типів J, E, K.

Чутливість та область застосування термопар визначається їх характеристичною лінією. Область застосування визначається діапазон температур, у якому характеристичну лінію можна вважати наближено лінійною. З метою розширення області застосування за збереження точності характеристичні лінії нормованих термопар розбивають на 2...4 проміжки, і описується поліномом 2...9 порядку:

$$U(T_0, T_1) = \sum_{i=0}^n a_i \cdot T^i \quad (2.7)$$

Застосування таких поліномів забезпечує плавний перехід між проміжками при визначенні напруги та чутливості.

На рисунку 2.6 наведено характеристичні лінії нормованих термопар.

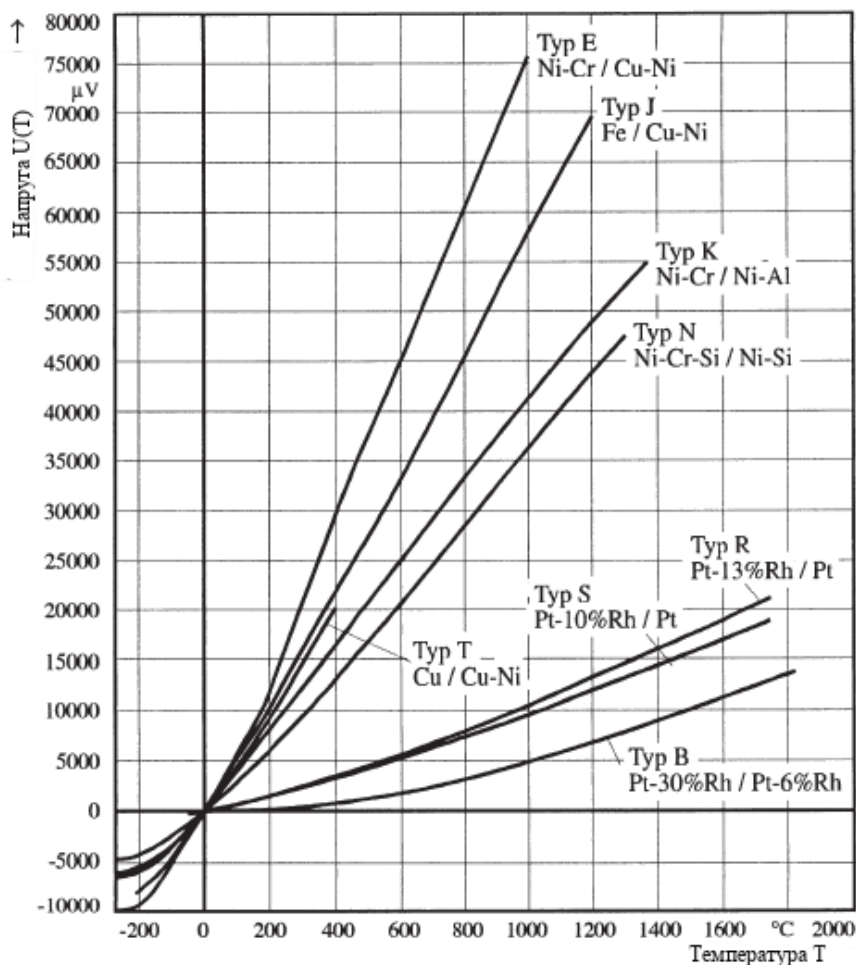


Рисунок 2.6 – характеристичні лінії термопар [29].

Визначити температуру за виміряною напругою з достатньою для більшості випадків точністю можна за допомогою лінійної інтерполяції між табличними значеннями

$$T(U) = T_i + \frac{U - U(T_i)}{U(T_{i+1}) - U(T_i)} (T_{i+1} - T_i), \quad (2.8)$$

проте при такому підході не враховується нелінійність характеристичних ліній термопар. Для підвищення точності розрахунку можна скористатись також методом, що описаний у стандарті DIN IEC 60541-1, а саме з поліному  $U(T)$  конкретної термопар, тобто розв'язавши рівняння виду

$$T(U) = \sum_{i=0}^m b_i \cdot U^i. \quad (2.9)$$

Крива, що описується подібним поліномом, називається зворотною характеристичною лінією термопар. Даний метод розрахунку дозволяє зменшити похибку до  $|\delta| < 0,05 \text{ K}$ .

Іншою важливою характеристикою термопар є її швидкодія. Швидкодія термопар показує, за який час вона може реагувати на стрибкоподібні зміни температури. Характеризується швидкодія такими параметрами як  $t_{50\%}$  та  $t_{90\%}$ , тобто час, за який термоелемент нагрівається на 50% та 90% від величини стрибкоподібної зміни. У таблиці 2.3 наведено характеристики швидкодії для термопар з ізолюваною точкою вимірювання та у таблиці 2.4 – для термопар з не ізолюваною точкою вимірювання.

Таблиця 2.3 – Швидкодія термоелементів з ізолюваною точкою вимірювання, с [29].

Умови вимірювання	Характеристика	Зовнішній діаметр покриття, мм						
		0,5	1,0	1,5	3,0	4,5	6,0	8,0
Вода, $v = 0,2 \text{ м/с}$	$t_{50\%}$	0,06	0,15	0,21	1,2	2,5	4,0	7
	$t_{90\%}$	0,13	0,5	0,6	2,9	5,9	9,6	17
Повітря $v = 2 \text{ м/с}$	$t_{50\%}$	1,8	3	8	25	37	60	100
	$t_{90\%}$	5,5	10	25	80	120	200	360

Таблиця 3.4. – Швидкодія термоелементів з не ізолюваною точкою вимірювання, с [29].

Умови вимірювання	Характеристика	Зовнішній діаметр покриття, мм						
		0,5	1,0	1,5	3,0	4,5	6,0	8,0
Вода, $v = 0,2 \text{ м/с}$	$t_{50\%}$	0,03	0,06	0,13	0,22	0,45	0,55	0,75
	$t_{90\%}$	0,1	0,18	0,4	0,75	1,6	2,6	4,6
Повітря $v = 2 \text{ м/с}$	$t_{50\%}$	1,8	3	8	23	37	55	97
	$t_{90\%}$	5,9	10	25	80	110	185	310

### 2.2.2. Методи вимірювання температури, що базуються на вимірюванні інтенсивності теплового (інфрачервоного) випромінення.

Іншим методом вимірювання температури, що застосовувався у подібних дослідженнях, є вимірювання за допомогою інфрачервоних камер та пірометрів, тобто визначення температури за інтенсивністю інфрачервоного випромінення.

Як відомо, будь-яке тіло при зміні енергетичного стану випромінює або поглинає енергію у вигляді електромагнітних хвиль. Якщо зміна стану пов'язана зі зміною температури, то таке випромінення називається тепловим. Будь-яке тіло, температура якого є вищою за абсолютний нуль, випромінює теплові електромагнітні хвилі. У випадку твердих непрозорих тіл та рідин характеристики випромінення визначаються температурою поверхні. Зв'язок між температурою поверхні та випроміненням описується законом випромінення Планка.

У техніці найчастіше застосовується інфрачервоні термометри, що вимірюють інтенсивність випромінення у діапазоні довжин хвилі від 400 нм до 30 мкм, тобто в області видимого світла, близькому та середньому інфрачервоному діапазоні. Такі термометри дають змогу вимірювати температуру від  $-100^{\circ}\text{C}$  до приблизно  $3000^{\circ}\text{C}$ .

При використанні пірометрів вимірюється середня температура на певній ділянці поверхні.

До переваг цього методу відносяться:

- вимірювання відбувається безконтактно, тобто відсутній вплив інструменту на вимірювальну систему;
- можливість вимірювання відносно високих температур,  $> 1500^{\circ}\text{C}$ ;
- вимірювання температури об'єктів, що мають низьку теплоємність та/або низьку теплопровідність;
- можливість вимірювання температури як нерухомих, так і рухомих об'єктів;

- великий діапазон відстаней, на яких може відбуватись вимірювання;
- можливість вимірювання температури об'єктів, що знаходяться під напругою;
- можливість безконтактного вимірювання температури живих організмів, без, відповідно, ризику зараження.

Недоліком даного методу можна назвати те, що для уникнення значних похибок вимірювання необхідно враховувати велику кількість даних про об'єкт, температура якого вимірюється, джерела похибок в оточуючому середовищі та характеристики середовища між об'єктом та вимірювальним інструментом. До таких характеристик належать коефіцієнт випромінення матеріалу, з якого виготовлено об'єкт, коефіцієнт оптичної проникності простору між об'єктом та інструментом, інтенсивність та частоту випромінення від сторонніх об'єктів тощо.

Особливу увагу необхідно приділяти саме властивостям вимірюваного об'єкту, а саме коефіцієнту випромінення, коефіцієнту поглинання, коефіцієнту відбиття та оптичної проникності. Важливо, що ці характеристики для кожного конкретного матеріалу залежать від довжини хвилі та температури.

Найбільш розповсюдженим критерієм для класифікації пірометрів є їх спектральна чутливість та, відповідно фізичні закони, на основі яких будуються характеристичні лінії. Спектральна чутливість термометра визначається коефіцієнтом оптичної проникності оптики та фільтру для хвиль різної довжини. За цим критерієм термометри поділяються на загальні (вимірювання проводиться на основі про випромінювання у не менше, ніж у 90% спектру), спектральні (технічно обмежена вузька спектральна смуга, що дозволяє вважати довжину випромінених хвиль незалежною від температури), смугові (спектр, у якому проводиться вимірювання обмежений з метою уникнення або мінімізації впливу сторонніх джерел випромінення на точність вимірювання), відносні (температура визначається зі співвідношення інтенсивності випромінення на різних довжинах хвиль) та багатоканальні (враховується різниця у фізичних властивостях одного і того ж матеріалу на різних довжинах хвиль).

До релевантних в рамках даного експерименту переваг такого методу можна віднести швидкодію та відсутність необхідності втручання у процес оброблення.

Важливою перевагою є можливість точного вимірювання матеріалів з низькою теплоємністю та/або теплопровідністю, до яких можна віднести як кісткову тканину, так і, відповідно модельний матеріал. В той же час ці інструменти мають меншу чутливість та вимагають калібрування для кожного матеріалу, оскільки всі матеріали мають різний коефіцієнт випромінення, а результати вимірювання можуть віддаватись значному впливу з боку сторонніх джерел випромінення. Ще одним недоліком даного методу є низька просторова роздільна здатність. Крім того, застосування тепловізорів для вимірювання температури при фрезеруванні вертлюжної западини є ускладненим через закритість зони різання. У одному з досліджень [17] за допомогою інфрачервоних камер проводилось вимірювання температури поверхні після відведення фрези, проте такий метод вимагає додаткових аналітичних розрахунків для визначення температури у зоні різання і не є достатньо точним через велике коливання даних щодо термічних властивостей кісткової тканини.

Іншим пристроєм, робота якого базується на вимірюванні теплового випромінення об'єктів є інфрачервоний графічний перетворювач. Такі пристрої працюють за принципом електронно-оптичного підсилення, за допомогою якого стає можливим візуального сприйняття та теплових (інфрачервоних фотонів). Для цього зображення вимірюваного об'єкту за допомогою оптичної системи формується на поверхні фотокатода, спектральна чутливість якого за використання багатокатодної схеми досягає 1,3 мкм. Залежно від інтенсивності локального опромінення з катода вибивається різна кількість вільних електронів, які прискорюються настільки, що, досягаючи екрану створюють видиме зображення

### 2.2.3. Термометри опору

Принципово вимірювання температури термометрами опору базується на зміні електричного опору у провіднику в залежності від температури. Електрична провідність металів в залежності від температури визначається рівнянням:

$$\kappa(T) = \frac{1}{\rho(T)} = \frac{n \cdot e^2 \cdot \tau(T)}{m} \quad (2.10)$$

де  $n$  – об’ємна концентрація електронів,  $e$  – елементарний заряд,  $m$  – маса електрона,  $\tau$  – час релаксації.

Для забезпечення точності важливо, щоб залежність мала близький до лінійного характер у всьому діапазоні температур, тому для виготовлення таких термометрів найчастіше використовується платина, що впливає на їх вартість.

Точність найбільш розповсюджених термометрів опору Pt100 класу точності В визначається за формулою [29]:

$$\delta T = \pm(0,30 + 0,005 \cdot |T|)^{\circ}C \quad (2.11)$$

Тобто для  $50^{\circ}C$ , тобто при значеннях, очікуваних в ході експерименту, складає

$$\delta T = \pm(0,30 + 0,005 \cdot 50) = \pm 0,55^{\circ}C \quad (2.12)$$

що приблизно дорівнює точності термоелементів типу Т у цьому діапазоні температур.

#### **2.2.4. Матеріали, чутливі до змін температури**

Застосування температурно-чутливих матеріалів базується на зміні хімічних та/або фізичних властивостей матеріалів.

Найбільш давнім методом вимірювання температури є використання ефекту зміни забарвлення поверхні матеріалу при нагріванні. Особливо добре цей ефект спостерігається при нагріванні металів. Іншим ефектом, який може бути застосований для вимірювання температури є зміна поверхневої твердості матеріалів. Такий ефект у різних матеріалів можна спостерігати у діапазоні температур  $70^{\circ}C \dots 1000^{\circ}C$ . Проте для настання цього ефекту необхідно забезпечити тривалість дії температури, що залежить від матеріалу.

Вимірювання температури можливе також за допомогою рідких кристалів. Рідкими кристалами називаються органічні сполуки, що між мають між рідким і твердим ще один проміжний, рідкокристалічний, стан. В такому стані, завдяки зміні орієнтації продовговуватих груп молекул під дією різних чинників змінюються оптичні властивості матеріалу. Залежно від виду сполуки, причиною зміни властивостей може бути електричний, магнітний або тепловий вплив.

Так, при нанесенні рідкокристалічної суміші хлорестерової групи на темну поверхню та її нагріванні спостерігається зміна довжини хвилі відбитого світла.

Таким чином можна побачити розподіл температур по поверхні, при чому кожен клір відповідає конкретній ізотермі.

Деякі хлорестерні рідкокристалічні суміші забезпечують можливість вимірювання температури у діапазоні  $-30^{\circ}\text{C} \dots 120^{\circ}\text{C}$  з точністю від 0,5 до 30 K. Найбільш розповсюджені суміші мають точність 5K.

Нематичні рідкі кристали забезпечують можливість вимірювання температур у діапазоні  $-20^{\circ}\text{C} \dots 120^{\circ}\text{C}$  з точністю 0,5 K та просторовою роздільною здатністю до 1 мкм.

Не дивлячись на високу в деяких випадках точність, використання подібних методів має цілий ряд недоліків, пов'язаних зі зняттям показів. Так поверхня, на яку нанесений матеріал повинна мати темний колір, кут зору повинен складати  $90^{\circ}$ , адже при зміні кута зору змінюється і сприйняття кольору. Більшість ефектів температурної чутливості є нереверсивними і тому дають змогу зафіксувати тільки максимальні значення температури, але не її розподіл у часі. У випадку використання матеріалів з реверсивним ефектом чутливості необхідно забезпечити можливість відеофіксації експерименту для подальшого оброблення даних. Відеокамера в такому випадку повинна забезпечувати високу точність передачі кольорів та бути встановлена так, щоб був забезпечений прямий кут зору. Очевидно, що в ході даного експерименту дані умови не можуть бути виконані.

Для визначення найбільш адекватного умовам проведення експерименту методу вимірювання температури можна на якісному рівні скористатися методом попарного порівняння. Так, з такого порівняння слідує, що термометри опору мають в цілому гірші властивості ніж термоелементи, маючи подібний форм-фактор та, відповідно засіб застосування. Паралельно з цим інфрачервоні методи вимірювання є більш перспективними за визначення температури із використанням температурночутливих матеріалів. В обох випадках для визначення температури необхідно забезпечити відкритість зони вимірювання для оптичних засобів фіксації, проте до характеристик та положення таких засобів у випадку використання температурночутливих матеріалів значно вищі через особливості фізичного принципу їх дії. Отже, необхідно обирати засіб для вимірювання температури між

термoeлементами та пірометрами або інфрачервоними камерами. З попереднього аналізу літератури слідує, що до аналогічного висновку приходили і автори попередніх досліджень.

У таблиці 2.5 зведено переваги та недоліки термoeлементів та інструментів, що базуються на вимірюванні інтенсивності інфрачервоного випромінення.

Таблиця 2.5 Переваги та недоліки термoeлементів та інструментів, що базуються на вимірюванні інтенсивності інфрачервоного випромінення.

Термoeлементи	Інструменти, що базуються на вимірюванні інтенсивності інфрачервоного випромінення.
<b>Переваги</b>	
Висока точність вимірювання	вимірювання відбувається безконтактно, тобто відсутній вплив інструменту на вимірювальну систему;
Простота застосування	можливість вимірювання відносно високих температур, $> 1500^{\circ}\text{C}$ ;
Високий рівень стандартизації та великий досвід застосування	вимірювання температури об'єктів, що мають низьку теплоємність та/або низьку теплопровідність;
Відносно низька вартість	можливість вимірювання температури як нерухомих, так і рухомих об'єктів;
	великий діапазон відстаней, на яких може відбуватись вимірювання;
	можливість вимірювання температури об'єктів, що знаходяться під напругою;
	можливість безконтактного вимірювання температури живих організмів, без, відповідно, ризику зараження.
<b>Недоліки</b>	
Наявність затримки у вимірюванні	Необхідність забезпечити відкриту для оптичних методів вимірювання зону вимірювання
Втручання у теплові процеси у зоні вимірювання	необхідна велика кількість інформації про об'єкт вимірювання, оточуючі об'єкти та середовище
Таблиця 2.5 - продовження	
можливі труднощі при вимірюванні температури об'єктів, матеріал яких має низьку теплоємність та/або низьку теплопровідність	Висока вартість



Аналіз переваг та недоліків свідчить, що, не дивлячись на значні, релевантні в умовах даного експерименту переваги, методи, що базуються на вимірюванні теплового інфрачервоного випромінення об'єктів не можуть бути застосовані в ході проведення даного дослідження.

Отже, даному розділу було розглянуто інструменти та обладнання, що застосовується при проведенні операції з протезування кульшового суглобу, а також методи та засоби вимірювання температури, що застосовуються в техніці та зроблено наступні висновки:

- для проведення експерименту вирішено використовувати стандартну вертлюжну фрезу та стандартний адаптер, що буде встановлений у шпинделі трьохкоординатного фрезерувального верстату.
- За сукупністю технічних та економічних характеристик для вимірювання температури вирішено проводити в ході експерименту використовувати термопари типу Т, Ø1,0 мм за DIN EN 60584. Детальніше характеристики таких термоелементів буде розглянуто у розділі калібрування.

### **3. Експериментальне дослідження процесу фрезерування кісткоподібного матеріалу**

Для отримання релевантної інформації про теплові процеси зоні різання в ході оброблення кісткоподібного матеріалу необхідно розробити експеримент, що, з одного боку, найбільш точно відтворюватиме умови реальної операції, а з дасть можливість реалізувати схему і метод вимірювання з найвищою досяжною точністю. В даному розділі наведено аналіз факторів, що впливають на процес вимірювання при застосуванні обраного методу вимірювання та модельного матеріалу та описано процес планування, підготовки та проведення експериментів.

#### **3.1. Матеріально-технічне забезпечення**

##### **3.1.1. Мета експерименту**

Метою експериментів, що проводяться в даній роботі є отримання масиву даних, що дозволять зробити висновки про безпечність процесу фрезерування вертлюжної западини з точки зору температурного режиму та надати рекомендації для підбору режимів різання, що забезпечують мінімальний тепловий вплив на кісткову тканину. Тобто даних про:

- Максимальні значення температури;
- Просторовий розподіл температури;
- Часовий розподіл температури в процесі оброблення та після його завершення;
- Залежність максимальної температури та термічного впливу від режимів різання, а саме від швидкості обертання та подачі на оберт;

Для надійності зроблених у роботі висновків необхідно забезпечити відповідність умов експерименту умовам операції, а за умови неможливості цього оцінити та врахувати вплив факторів, що не можуть бути відтворені. Також важливо забезпечити високу якість отриманих даних. Для цього необхідно визначити фактори та величини, що впливають на виміряні значення температури та знайти спосіб мінімізувати їх або ж врахувати при аналізі даних.

### 3.1.2. Вимірювальна схема

#### 3.1.2.1. Схема розташування вимірювального інструменту

Оскільки процес сферичного фрезерування кісткової тканини є недостатньо дослідженим, і, відповідно, вплив подачі та швидкості різання невідомий, неможливо передбачити, в якій області поверхні виникатиме найвища температура. В той же час введення у матеріал великої кількості матеріалу, що має фізичні властивості, відмінні від фізичних властивостей оброблюваного матеріалу, може вплинути на процес відведення теплоти та, відповідно, на релевантність отриманих результатів. Через це було вирішено використовувати для вимірювання 4 термопар. В той же час при використанні такої кількості термоелементів залишає ймовірним вимірювання поза зоною, у якій виникає максимальна температура. В таких умовах доцільним є проведення попередніх експериментів з однаковими режимами різання та різним розташуванням термопар для отримання даних про розподіл температур та вибір положення термопар для проведення основних експериментів. Розташування термопар для попередніх експериментів наведено на рисунку 3.1.

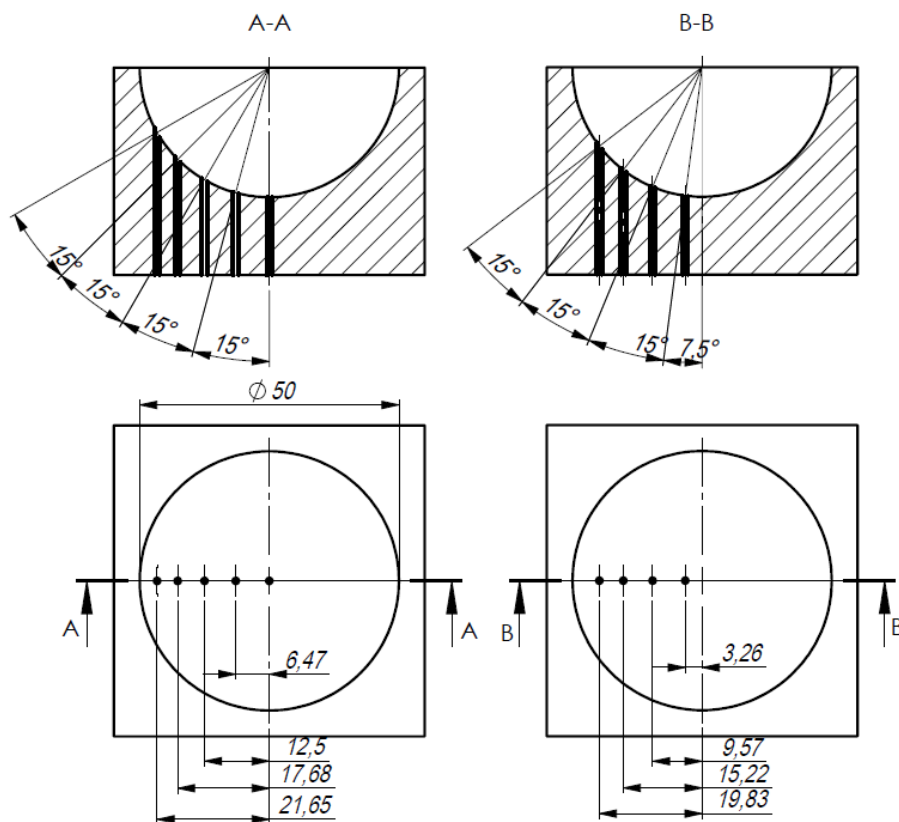


Рисунок 3.1 – розроблена схема розташування термоелементів для визначення розподілу температур у перерізі оброблюваної поверхні.

### 3.1.2.2. Загальні вимоги до вимірювального інструменту

Для отримання релевантного масиву даних необхідно на достатньому якісному рівні реалізувати розроблену вимірювальну схему. Тому до вимірювального інструменту ставиться ряд вимог, а саме:

- Висока точність;
- Висока швидкодія;
- Можливість отримання даних від кількох джерел одночасно;
- Можливість збереження інформації з метою її подальшого аналізу;

### 3.1.2.3. Обраний вимірювальний інструмент

З урахуванням описаних вище вимог для проведення експерименту було вирішено використовувати термопари типу Т, Ø 1,00 мм з не ізолюваною вимірювальною точкою оскільки вони мають точність, вищу за точність інших типів термопар та термометрів опору, а саме мають граничне відхилення  $\delta \pm 0,5$  К та швидкодію  $t_{90} = 180 \text{ мс}$ , Діаметр Ø 1,00+0,05 мм було обрано як компромісний між швидкістю та вартістю, а також враховуючи можливість точного виготовлення отворів для розміщення термопар в матеріалі заготовки з використанням наявної оснастки та інструментів.

Як було описано вище, основною характеристикою термопари є її характеристична лінія виду:

$$U(T_0, T_1) = \sum_{i=0}^n a_i \cdot T^i \quad (3.1)$$

Коефіцієнти рівняння характеристичної лінії термопари типу Т у діапазоні різниці температур меж спаями  $0 \dots 400^\circ\text{C}$  наведено у таблиці 3.1.

Коефіцієнти рівняння оберненої характеристичної лінії термопари типу Т у діапазоні різниці температур меж спаями  $0 \dots 400^\circ\text{C}$  ( $0 \dots 20872$  мкВ) для наближеного розрахунку з точністю  $|\delta| < 0,05 \text{ К}$  та  $|\delta| < 0,1 \text{ К}$  з рівняння виду

$$T(U) = \sum_{i=0}^m b_i \cdot U^i \quad (3.2)$$

наведено у таблиці 3.1.

Таблиця 3.1. - Коефіцієнти рівняння характеристичної лінії термопар типу Т [29].

$a_0$	0
$a_1$	$3,8748106364 \cdot 10^1$
$a_2$	$3,3292227880 \cdot 10^{-2}$
$a_3$	$2,0618243404 \cdot 10^{-4}$
$a_4$	$-2,1882256846 \cdot 10^{-6}$
$a_5$	$1,0996880928 \cdot 10^{-8}$
$a_6$	$-3,0815758772 \cdot 10^{-11}$
$a_7$	$4,5479135290 \cdot 10^{-14}$
$a_8$	$-2,7512901673 \cdot 10^{-17}$

Таблиця 3.2 - Коефіцієнти рівняння оберненої характеристичної лінії термопар типу Т [29].

	$ \delta  < 0,05 K$	$ \delta  < 0,1 K ( )$
	0...400°C (0...20872 мкВ)	-0...359°C (0...18358 мкВ)
$b_0$	0	0
$b_1$	$2,592800 \cdot 10^{-2}$	$3,380674 \cdot 10^{-1}$
$b_2$	$-7,602961 \cdot 10^{-7}$	$2,546214 \cdot 10^{-2}$
$b_3$	$4,637791 \cdot 10^{-11}$	$5,862492 \cdot 10^{-7}$
$b_4$	$-2,165394 \cdot 10^{-15}$	$2,002193 \cdot 10^{-11}$
$b_5$	$6,048144 \cdot 10^{-20}$	$-3,084717 \cdot 10^{-16}$
$b_6$	$-7,293422 \cdot 10^{-25}$	-

Схематичний вигляд термопар типу Т наведено на рисунку 3.2.

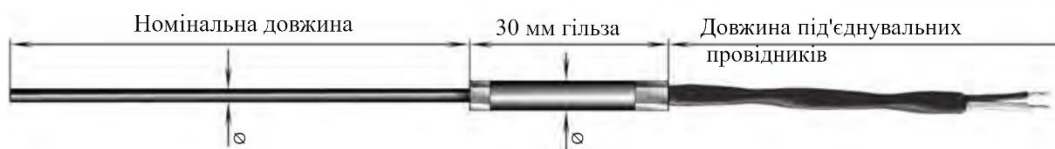


Рисунок 3.2 – схематичне зображення термопар типу Т. Джерело: SAB-Kabel.

Для отримання даних про напругу, що виникає у термопарах, забезпечення можливості зчитування даних з необхідної кількості вимірювальних інструментів (4) та збереження інформації було вирішено використовувати наявний аналогово-цифровий перетворювач National Instruments NI USB 4431, рисунок 3.3, через недостатню розповсюдженість багатоканальних термометрів з функцією збереження

даних, призначених для використання з термопарами типу Т та, відповідно, їх високу вартість.



Рисунок 3.3 – АЦП NI USB 4431. Джерело: National Instruments.

Характеристики вказаного АЦП наведено у таблиці 3.3.

Таблиця 3.3 – Характеристики АЦП NI USB 4431.

Кількість входів	4
Кількість виходів	1
Зміщення при $-30...70\text{ }^{\circ}\text{C}$	$\pm 750\text{ мкВ}$
Похибка при $10...40^{\circ}\text{C}$	$\pm 0,15\% \text{ мкВ}$
Інтерфейс	USB 2.0
Роздільна здатність	24 біти
Частота прийому сигналу	20 Гц...20 кГц
Граничне пікове навантаження на вхід	$\pm 10\text{ В}$
Максимальний шум	55 мкВ

Для під'єднання термопар до АЦП використовуються адаптери з багнетним з'єднанням, що забезпечує надійність контакту та передачі даних між адаптером та АЦП, а також клемми, що фіксуються гвинтами загальний вигляд яких наведено на рисунку 3.4.



Рисунок 3.4. – загальний вигляд адаптерів для під'єднання термопар до АЦП.

Оскільки адаптери не виготовлені з тих же матеріалів, що і провідники термопар (мідь та константан), у місцях контакту адаптерів з провідниками термопар виникатимуть вторинні термопар, що є джерелами напруги, яка вносить похибку. Але, зважаючи на розміри адаптерів та вимірювальної системи в цілому припускається, що вся система крім вимірювально кінця термопар перебувають у тепловій рівновазі і, згідно з ефектом Вольти, ЕРС, що виникають у точках контактів, компенсуються.

#### **3.1.2.4. Джерела похибок та способи їх уникнення або мінімізації**

Розглянемо чинники, що впливають на відхилення виміряного значення температури від істинного при реалізації розробленої схеми вимірювання.

Оскільки значення температури безпосередньо в зоні різання виміряти неможливо, похибки можна поділити на дві групи:

- Похибки через віддаленість точки вимірювання від зони різання у просторі.
- Похибки через віддаленість точки вимірювання від зони різання у часі.

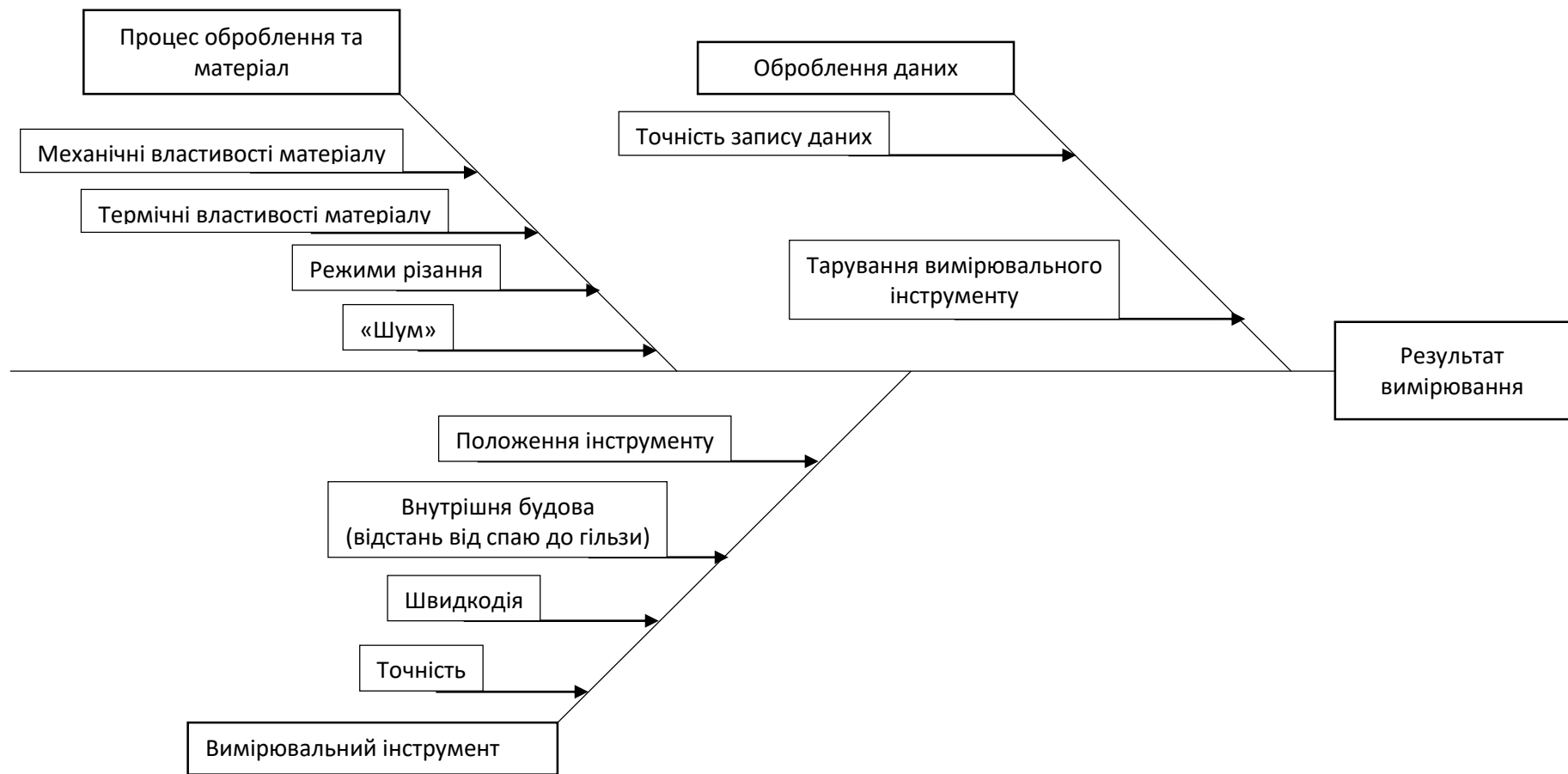


Рисунок 3.5 – чинники, що впливають на значення температури, отримане в процесі вимірювання



Крім того, певну похибку буде вносити і вимірювальний інструмент. Схематично процес вимірювання температури можна представлено на діаграмі Ісікави, рисунок 3.5.

Розглянемо детальніше кожен з цих факторів та способи мінімізації їх впливу.

Похибки через коливання складу та чистоти сплавів, якість виконання спаю і т.п. регламентується стандартами. Для мінімізації впливу точності термопар було обрано інструмент з найменшим граничним відхиленням у передбачуваному температурному проміжку.

Матеріал заготовки нагрівається нерівномірно, до того ж термічні властивості матеріалу є недостатньо добре дослідженими для того, щоб розв'язати задачу з лінійним джерелом теплоти, як це робилось в одному з попередніх досліджень. Крім того, за час встановлення теплової рівноваги між зоною різання та точкою, у якій проводиться вимірювання, деяка частина теплоти буде відведена у навколишнє середовище через поверхню заготовки та різальний інструмент. Для зменшення втрат необхідно розташувати термопари якомога ближче до зони різання.

Для зменшення впливу віддаленості вимірювального інструменту від зони різання було обрано термопари найменшого з доступних на ринку діаметрів для обраного типу. Таке рішення дозволяє зменшити час реакції термопар та підвести термопари максимально близько до поверхні при збереженні точності встановлення термопар і, відповідно уникнення ризику її руйнування.

Підведення термопар на максимально близько до поверхні повинно зменшити вплив низької теплоємності та теплопровідності модельного матеріалу. Для забезпечення точності встановлення термопар відповідні отвори виготовляються на верстаті з ЧПК. Встановлення термопар відбувається по конусу, що утворюється в процесі свердління. Для додаткового зменшення впливу фізичних характеристик матеріалу та повітряного прошарку між ним і матеріалом заготовки прийнято рішення використовувати для заповнення конуса, утвореного при свердлінні отворів, теплопровідною пастою, що зазвичай використовується в комп'ютерній техніці.

Джерела похибок та методи зменшення відповідних похибок зведено до таблиці (3.5).

Таблиця 3.5. – Джерела похибок та способи їх мінімізації при реалізації розробленої вимірювальної схеми.

Джерело похибки	Параметр	Спосіб зменшення
Точність термопар	Граничне відхилення	Використання термопар з найменшим граничним відхиленням
Час реакції термопар	$t_{50}; t_{90}$	Використання термопар з мінімальним можливим діаметром та з не ізолюваною порівняльною точкою
Втрати при передачі температури від зони різання до спаю температури	температуропровідність; віддаленість від зони різання	Використання термопаста; Підведення термопар на мінімальну можливу відстань
Утворення вторинної термопари на клеммах АЦП	Напруга	Калібрування

### 3.1.2.5. Калібрування

Перед проведенням вимірювань необхідно встановити, чи відповідає обраний вимірюваний інструмент заявленим характеристиками а також переконатися в тому, що у вимірювальній схемі відсутні невраховані джерела похибок.

Для калібрування за відсутності калібрувального калориметра було прийнято рішення поступово нагрівати термопари до температури 100°C, одночасно вимірюючи температуру відкаліброваним термометром, після чого розрахувати чутливість термопар та порівняти її з нормованими значеннями. Такі вимірювання було проведено 9 разів.

Приклад даних, отриманих в ході калібрування наведено на рисунку 3.6. На даному графіку представлено зміну різниці потенціалів між кінцями термопарі з часом при нагріванні вимірювального кінці від  $T_1 \approx 20^\circ\text{C}$  до  $T_2 = 100^\circ\text{C}$ . Червоною лінією зображено ковзне середнє значень напруги. Пунктирні лінії вказують точки, у яких показ термометра, що використовувався для калібрування дорівнював 30°C, 40°C ...100°C.

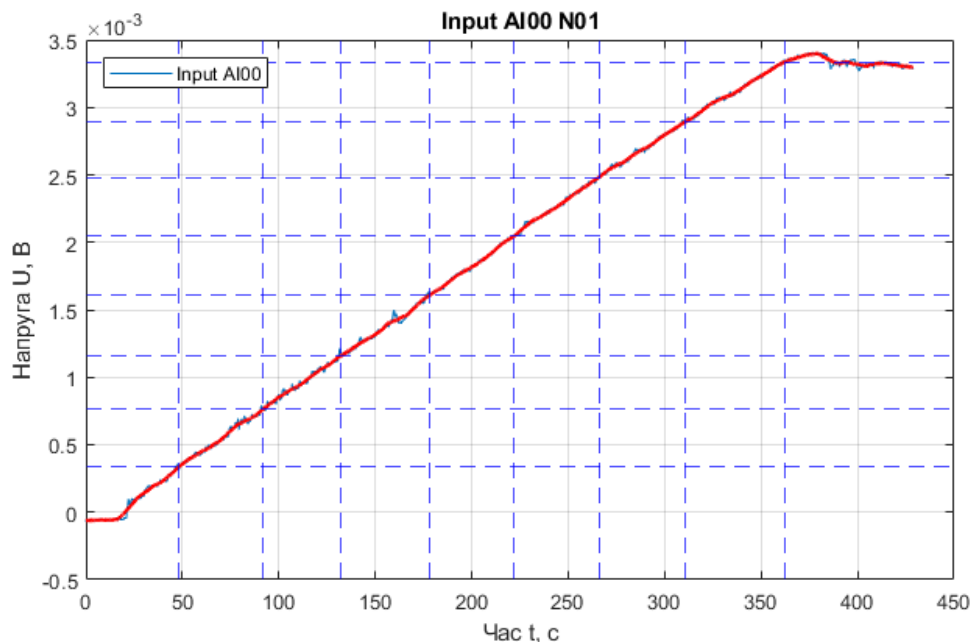


Рисунок 3.6 – приклад залежності напруги від температури.

У ході аналізу отриманих даних було встановлено, що при вимірюванні наявне певне зміщення даних, що відрізняється для кожного входу перетворювача. За відсутності засобів для вимірювання температури контактів перетворювача з метою внесення відповідною поправки та/або визначення інших джерел похибки було прийнято рішення відмовитись від використання нормованої таблиці напруг для визначення температури. Замість цього зміну температури в процесі оброблення було виміряно як різницю між напругою, що виникає у термоелементі на початку та в кінці досліду з припущенням, що температура заготовки дорівнює температурі навколишнього середовища. Для реалізації такого методу було необхідно визначити чутливість термоелементів в очікуваному діапазоні температур. З цією метою з наявних даних було виділено інформацію про різницю напруг між точками у часі, що відповідають зміні температури на  $10^{\circ}\text{C}$ . Відповідні дані на прикладі першого досліду представлено у таблиці 3.6.

Таблиця 3.6. Відповідність значень напруги часу.

Номер дослід у	T, °C	t, c	Напруга, В
1	30	48	$3,3401 \cdot 10^{-4}$
	40	92	$7,6442 \cdot 10^{-4}$
	50	132	$1,1561 \cdot 10^{-3}$
	60	178	$1,6060 \cdot 10^{-3}$
	70	222	$2,0454 \cdot 10^{-3}$
	80	266	$2,4820 \cdot 10^{-3}$
	90	311	$2,8953 \cdot 10^{-3}$
	100	362	$3,3349 \cdot 10^{-3}$

У таблиці 3.7 наведено нормовані значення чутливості термопар у діапазоні 30...100°C.

Таблиця 3.7. Нормовані значення чутливості термопар у діапазоні 30...100°C

Номер дослід у	T, °C	Напруга, В	Різниця напруг, В	Середня чутливість на проміжку, мкВ/°C
1	30	$3,3401 \cdot 10^{-4}$	-	-
	40	$7,6442 \cdot 10^{-4}$	$4,3041 \cdot 10^{-4}$	43,04
	50	$1,1561 \cdot 10^{-3}$	$3,9168 \cdot 10^{-4}$	39,17
	60	$1,6060 \cdot 10^{-3}$	$4,4990 \cdot 10^{-4}$	44,99
	70	$2,0454 \cdot 10^{-3}$	$4,3941 \cdot 10^{-4}$	44,95
	80	$2,4820 \cdot 10^{-3}$	$4,3654 \cdot 10^{-4}$	43,65
	90	$2,8953 \cdot 10^{-3}$	$3,1330 \cdot 10^{-4}$	41,33
	100	$3,3349 \cdot 10^{-3}$	$4,3964 \cdot 10^{-4}$	43,94

У таблиці 3.8 наведено експериментально визначені значення чутливості термопар в у діапазоні температур 30°C...100°C.

Таблиця 3.8. Експериментально визначені чутливості термопар.

		Середня чутливість на проміжку, мкВ/°C; Номер дослід у								
T, від, °C	T, до, °C	1	2	3	4	5	6	7	8	9
30	40	41,02	40,24	49,46	43,04	40,48	44,09	39,47	38,50	45,15
40	50	41,14	41,22	40,83	39,17	37,15	45,33	41,41	47,67	41,91
50	60	43,63	42,84	44,82	44,99	41,99	37,89	42,52	37,24	44,90
60	70	40,60	37,05	39,38	44,95	41,17	44,32	44,37	45,17	45,84
70	80	43,07	43,60	42,26	43,65	47,89	42,64	41,02	42,00	43,25
80	90	44,89	42,20	44,13	41,33	39,72	41,65	44,40	44,88	44,35
90	100	44,89	43,56	48,62	43,94	46,70	47,92	45,51	42,36	46,49

Після видалення з набору даних, що сильно відрізняються від інших (в таблиці виділені курсивом), імовірно через недостатньо рівномірний характер зміни температури при нагріванні, було розраховано середні чутливості на кожному з температурних інтервалів. Отримані значення наведено у таблиці 10.

Таблиця 3.9. Середні значення чутливості термопар, точність розрахунку та відхилення від нормованого значення.

Температурний проміжок від, °C	до включно, °C	середня чутливість мкВ/°C	середнє квадратичне відхилення	чутливість згідно з DIN EN 60568-1	Відхилення від нормованого значення, %
30	40	41,5	2,3	42,0	1,19
40	50	41,4	1,8	42,8	3,26
55	60	42,6	2,4	43,7	2,48
60	70	43,2	2,4	44,5	2,87
70	80	42,7	2,5	45,3	5,73
80	90	42,6	2,3	46,0	7,42
90	100	45,4	2,0	46,8	2,89

Як видно з таблиць 10 та 11, при використанні вказаних термоелементів наявне значене розсіювання даних, що досягає приблизно  $\pm 15\%$  від виміряного значення. В той же час помітно, що розраховані середні значення чутливості значно меншою мірою відрізняються від нормованих значень. У таких умовах вважатимемо, що розсіювання значень при визначенні чутливості викликано недосконалістю процесу калібрування та додатковими похибками, наприклад похибкою калібрувального термометра ( $\pm 1,5$  °C) і для подальших вимірювань розрахунків користуватимемось нормованим значенням чутливості та точності термопар з урахуванням точності перетворювача. Згідно з довідниковою літературою, похибка розрахунку через нелінійність характеристичної лінії термопар при використанні середньої чутливості на проміжку при різниці температур 100°C складає не більше 0,05 °C [29], що є нехтовно малим значенням у даному експерименті.

Отже, вважаємо точність термопар рівною:

$$\pm \left( 0,5 + \frac{0,015 \cdot U}{S} \right) ^\circ C, \text{ де } S - \text{чутливість термопар} \quad (3.3)$$

Для компенсації недостатньої кількості даних про фізичні властивості матеріалу заготовки (теплоємність, температуро- та теплопровідність) проводиться

калібрування всієї системи. В ході такого калібрування термопари підводяться до поверхні заготовки на 0,1; 2,0; 5,0 та 10,0 мм від поверхні заготовки.

Розташування термопар та модель заготовки для даного вимірювання наведено на рисунках 3.7 та 3.8 відповідно.

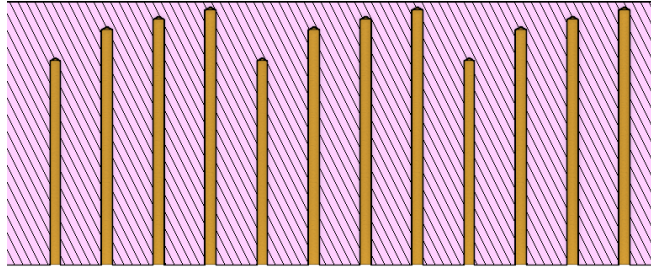


Рисунок 3.7 – схема розташування термопар для визначення впливу характеристик модельного матеріалу на точність вимірювання температури.

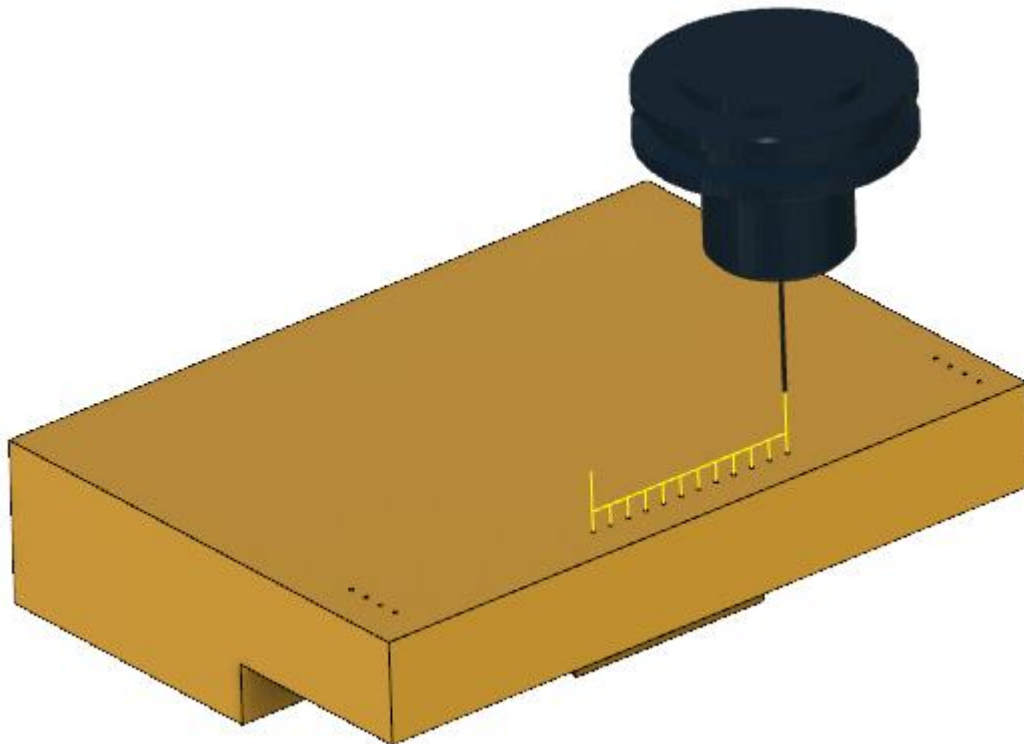


Рисунок 3.8 . Модель заготовки для проведення дослідження для визначення впливу фізичних характеристик заготовки та термопаста на отримані виміряні значення температури

На рисунку 3.9 зображено процес підготовки заготовки до вимірювання



Рисунок 3.9 – виготовлення отворів для встановлення термопар.

Підготовлення заготовки було виконано на верстаті, сконструйованому та побудованому студентами університету ім. Отто-фон-Ґеріке міста Магдебург. Верстат забезпечує точність до  $\pm 0,0005\text{мм}$ . Система керування – Linux CNC.

На рисунку 3.10 зображено заготовку з термопарами, встановленими у відповідні отвори та підключеними до перетворювача, який, в свою чергу, підключено до ноутбука.

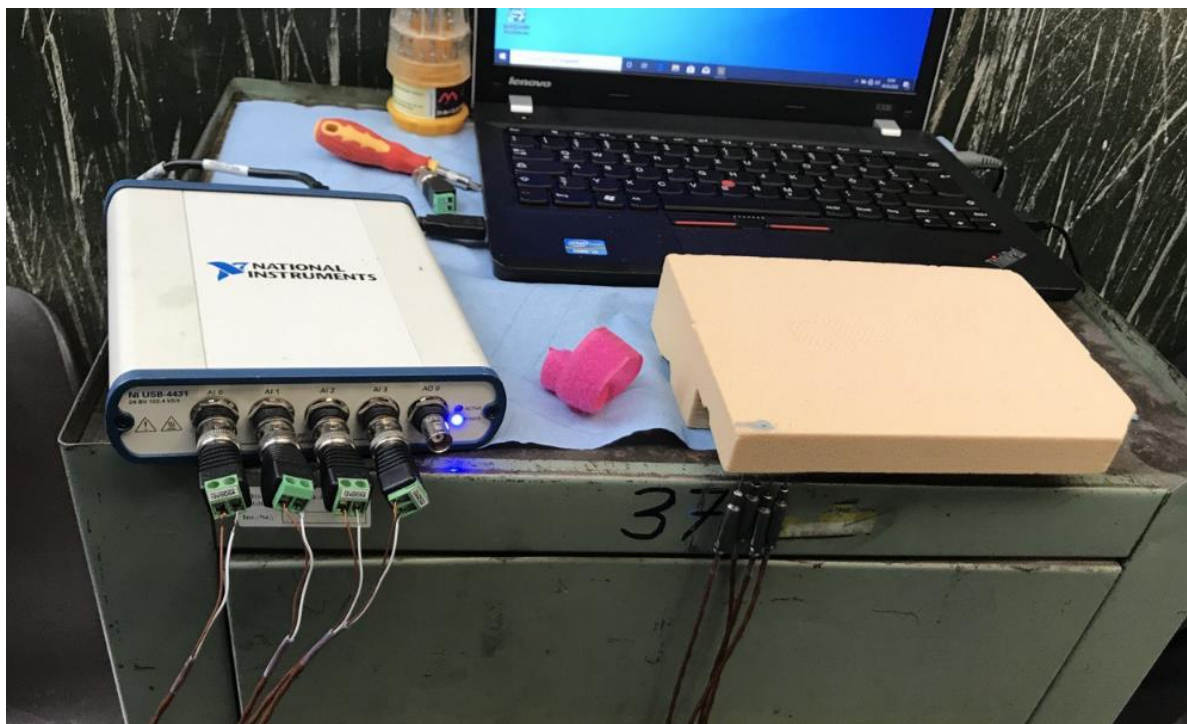


Рисунок 3.10 – заготовка з під'єднаними термопарами

Після цього відбувається поступове нагрівання поверхні заготовки з вимірюванням її температури з допомогою інфрачервоного термометра, оскільки необхідно забезпечити вимірювання температури безпосередньо на поверхні заготовки та при цьому уникнути нагрівання вимірювального інструменту від нагрівача безпосередньо, в якості якого використовується нагрівна панель). За результатами вимірювань встановлено, що за умови використання температурнопровідної пасти різниця температур між поверхнею заготовки та температурою на глибині 0,1 мм складає 0,3 °C, що менше за прийняту похибку вимірювання, тому у подальших розрахунках ця різниця не враховуватиметься.

### **3.2. Підготовка експерименту**

Важливим завданням підготовки експерименту є максимально точне відтворення умов операції. Подібність умов експерименту реальним умовам є необхідною умовою отримання даних та проведення аналізу, результат якого може бути застосованим на практиці.

Для початку опишемо умови, у яких відбуватиметься експеримент.

З метою забезпечення високого рівня відтворюваності результатів досліди проводитимуться на трьохкоординатному вертикально-фрезерувальному верстаті з ЧПК, встановленому у лабораторії оброблення металів різанням. Температура в приміщенні складає приблизно 20°C. Вважатимемо, що температура заготовок також складатиме 20°C, що відрізняється від нормальної температури тіла людини. Враховуючи трудомісткість постійного підтримання температури в робочому приміщенні або в робочій зоні верстата на рівні 36°C, та вважаючи, що фізичні та механічні властивості матеріалу інструменту та матеріалу заготовки при зміні температури в межах 20°C не зазнають значних в умовах даного експерименту змін було вирішено вимірювати не абсолютну температуру у зоні різання, а зміну температури в ході експерименту з подальшим врахуванням різниці початкової температури заготовки та нормальної температури тіла людини при визначенні потенційного шкідливого термічного впливу за критерієм, визначеним Лундскогом.



Розглянемо спроектований перебіг експерименту.

- 1) На стіл верстата встановлюються лещата для наступного закріплення заготовки.
- 2) Заздалегідь виготовлені отвори в заготовці заповнюються теплопровідною пастою, після чого в ці отвори вставляються термопари.
- 3) Заготовка закріплюється у лещатах.
- 4) Термопари під'єднуються до входів АЦП через відповідні перехідники
- 5) У шпиндель верстата встановлюється фреза
- 6) Проводиться визначення системи координат заготовки.
- 7) Виконується оброблення сферичної поверхні фрезою  $\varnothing 46$  мм, після чого відбувається розширення отвору до  $\varnothing 52$  мм.

Під час оброблення та протягом 10 хвилин після його завершення (відведення фрези) реєструються величина напруги на термопарах для наступного перерахунку у температури та аналізу розподілу температур.

### **3.3. Режими та інструменти**

Як було зазначено у пункті 2.5.2, під час проведення операції застосовуються частоти обертання в діапазоні 250...350 обертів на хвилину. В той же час, враховуючи розвиток та розповсюдження у хірургії, в той час при протезуванні колінного та кульшового суглобів робототехнічних засобів, прийнято за доцільне розширити діапазон частот обертання до 500 обертів на хвилину. З тих же причин під час проведення експериментів не виконується вимірювання та врахування осьової сили, що виникає при фрезеруванні.

Отже, експерименти проводяться для частот обертання шпинделя верстата 250...500 об./хв. з кроком 50 об./хв. та для подач 0,01 мм/об. 0,05 мм/об., 0,10 мм/об., 0,25 мм/об. У таблиці 3.10 зведено режими різання, з якими в ході експерименту проводитиметься оброблення.

Таблиця 3.10. Досліджувані режими різання.

Номер експерименту	n, об./хв	f, мм/об.	Час оброблення	Час вимірювання температури після завершення оброблення, с
1	250	0,01	291,0	600
2		0,05	58,2	600
3		0,10	29,1	600
4		0,25	11,6	600
5	300	0,01	242,5	600
6		0,05	48,5	600
7		0,10	24,2	600
8		0,25	9,7	600
9	350	0,01	207,8	600
10		0,05	41,6	600
11		0,10	20,8	600
12		0,25	8,3	600
13	400	0,01	181,9	600
14		0,05	36,4	600
15		0,10	18,2	600
16		0,25	7,3	600
17	450	0,01	161,7	600
18		0,05	32,3	600
19		0,10	16,2	600
20		0,25	6,5	600
21	500	0,01	145,5	600
22		0,05	29,1	600
23		0,10	14,5	600
24		0,25	5,8	600

Як було зазначено вище, перед проведенням основних експериментів необхідно визначити, як саме розподіляється теплота по перерізу оброблюваної поверхні. Для економії матеріалу та верстатного часу прийнято рішення проводити визначення температури за частоти обертання  $n = 250$  об./хв та подачі 0,01 мм/об, що відповідає мінімальним досліджуваним режимам, та включити отримані дані в загальний ряд. На рисунку 3.11 показано модель заготовки для проведення попередніх експериментів у розрізі.

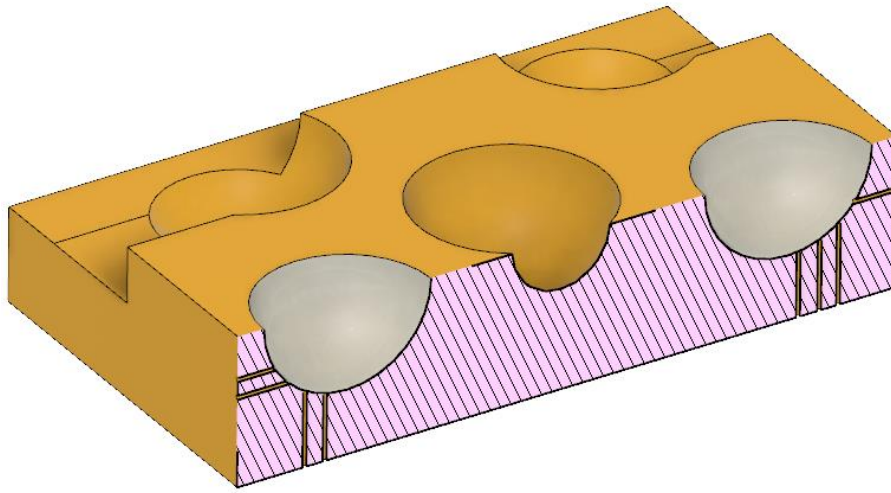


Рисунок 11 – модель заготовки для проведення попередніх експериментів.

Експерименти було проведено на верстаті Deckel-Maho DMU 60 (рисунок 3.12), технічні характеристики якого наведено у таблиці **3.11**.



Рисунок 3.12. – верстат, на якому проводились експерименти.

Таблиця **3.11**. Характеристики верстата Deckel-Maho DMU 60 L

Робоча зона по x	600 мм
Робоча зона по y	525 мм
Робоча зона по z	500 мм
Точність керування	$\pm 0,001$ мм
Керування	Heidenhein 426
Максимальна частота обертання шпинделя	12000 об./хв.
Інтерфейс шпиндель-інструмент	SK 40

Загальний вигляд всього застосованого вимірювального обладнання в ході попереднього експерименту показано на рисунках 3.13 та 3.14.

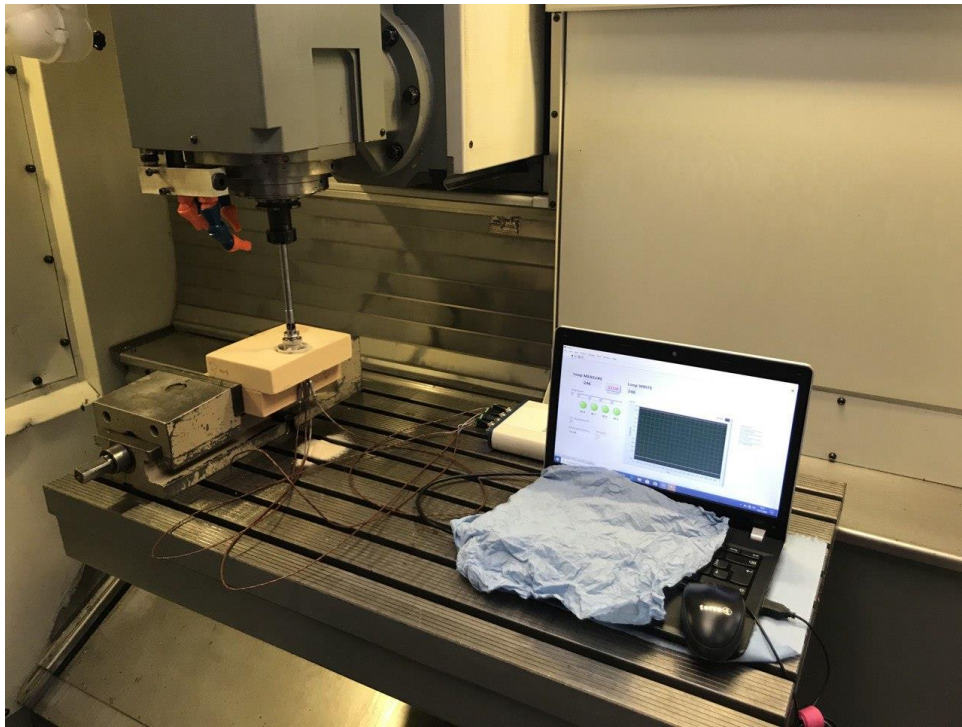


Рисунок 3.13– проведення попереднього експерименту.

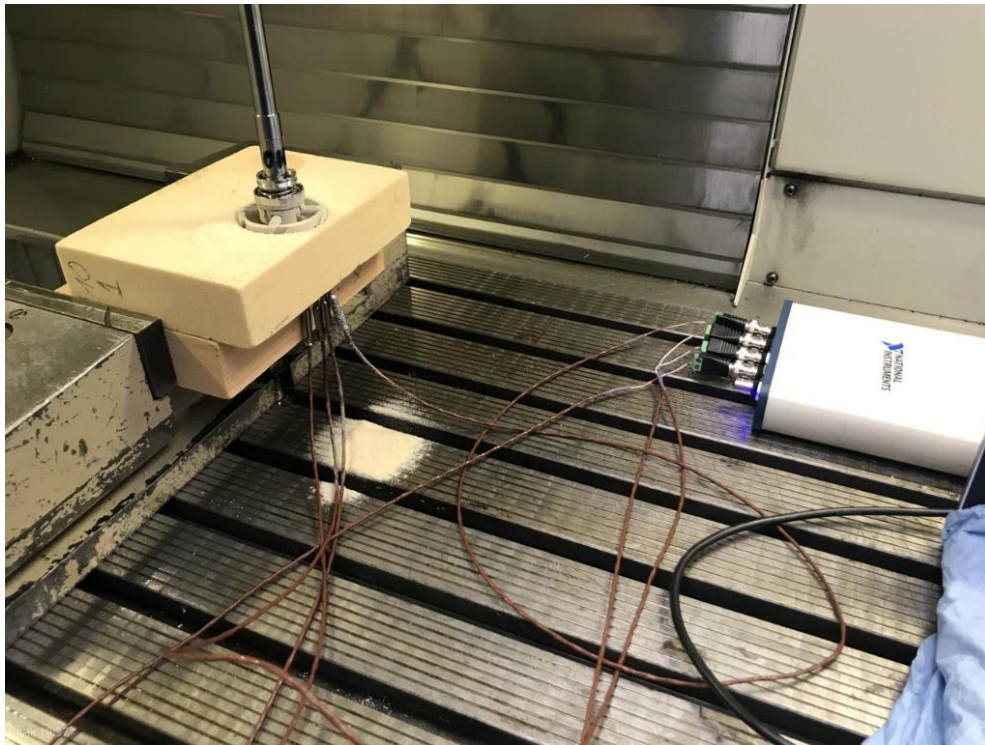


Рисунок 3.14 - проведення попереднього досліджу.

В результаті проведення попередніх експериментів було отримано дані щодо зміни температури у зоні при обробленні, графічно представлені на рисунках 3.15 та 3.16.

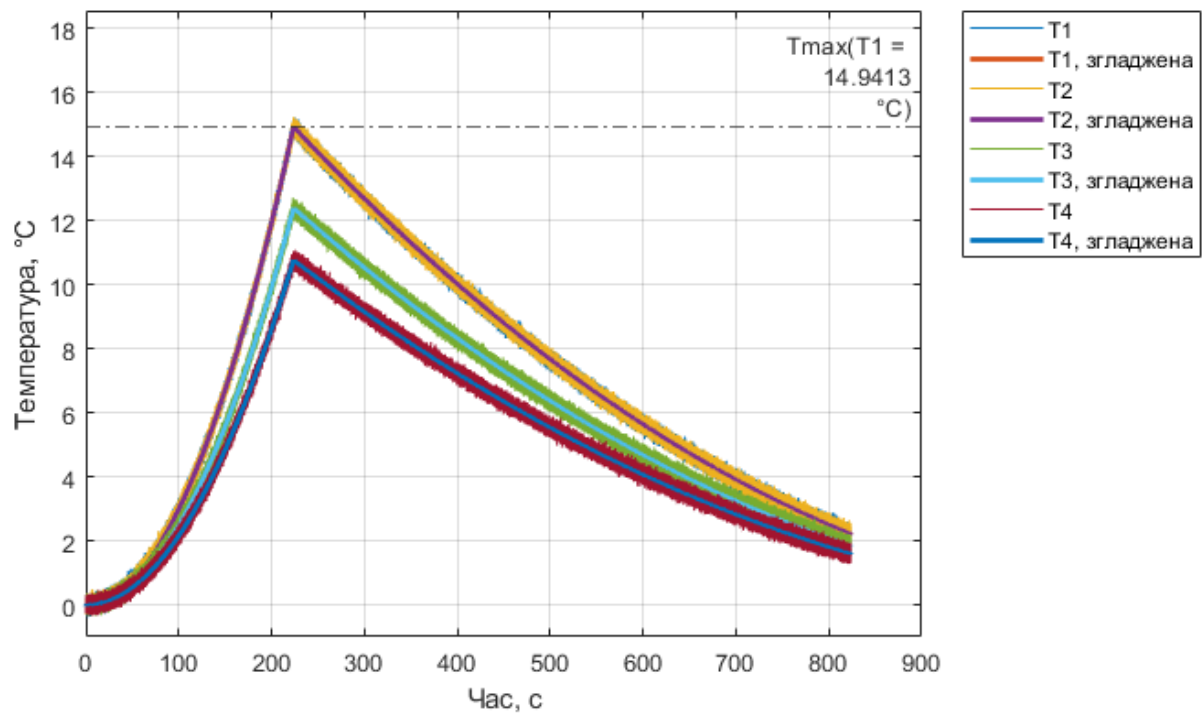


Рисунок 3.15 – температури, виміряні термопарами, встановленими на 7,5°, 22,5°, 37,5°, 52,5°.

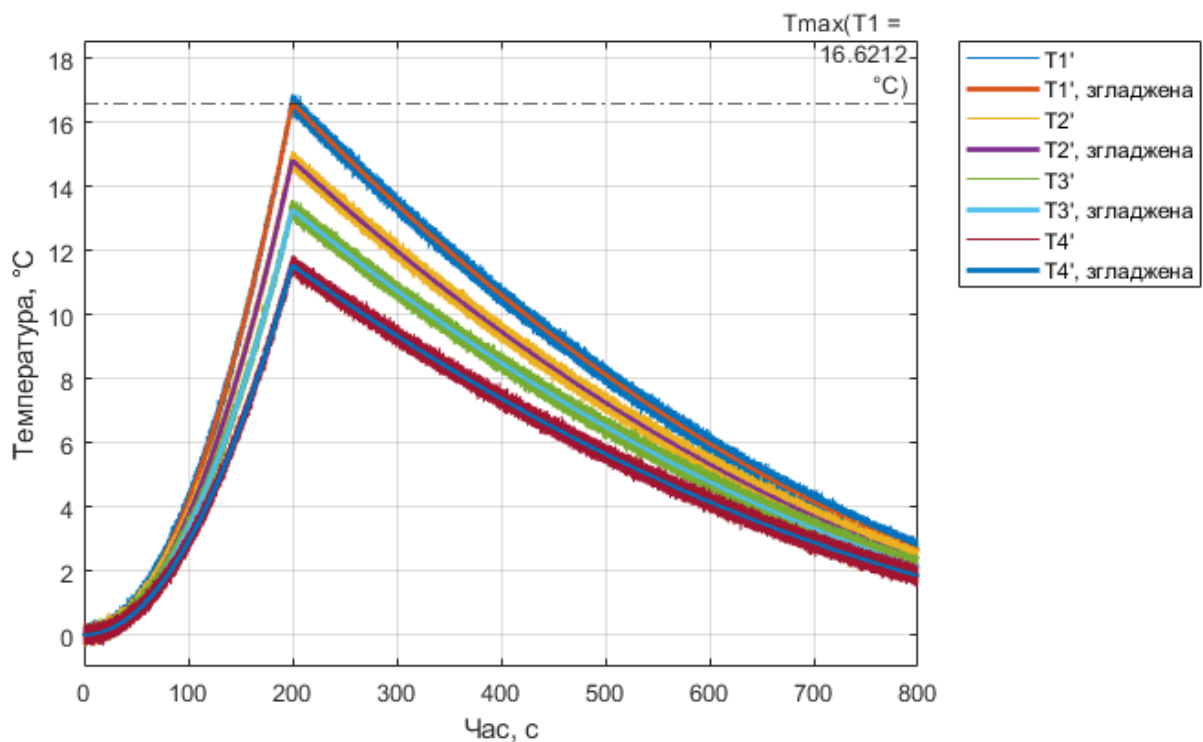


Рисунок 3.16 – температури, виміряні термопарами, встановленими на 15°, 30°, 45°, 60°.

Для позначення на графіках термопарам було присвоєно індекси. Відповідність положення термопари та їх номерів наведено у таблиці 3.12.



Таблиця 3.12. Положення термопар та відповідні індекси.

Індекс	Кутове положення, від осі інструменту, °	Відстань від осі, мм	Максимальна температура, °C
T1	7,5	3,00	14,92
T1'	15	5,93	16,62
T2	22,5	8,80	14,94
T2'	30	11,50	14,84
T3	37,5	14,00	12,41
T3'	45	16,26	13,31
T4	52,5	18,25	10,79
T4'	60	19,20	11,56

Як видно з результатів експерименту, найвища температура спостерігається у точці, віддаленій від осі інструмента на 15°. Отже, для вимірювання температури в подальшому використовуватиметься друга конфігурація термопар, а саме T1', T2', T3', T4'. В подальшому для зручності індекси опускаються.

### 3.4. Підготовки заготовок

Для забезпечення точності встановлення термопар було створено трьохвимірні моделі заготовок у тому вигляді, що вони матимуть після завершення оброблення модельних заглиблень. На отриманих віртуальних моделях було змодельовані отвори для встановлення термопар, як показано на рисунку 3.17.

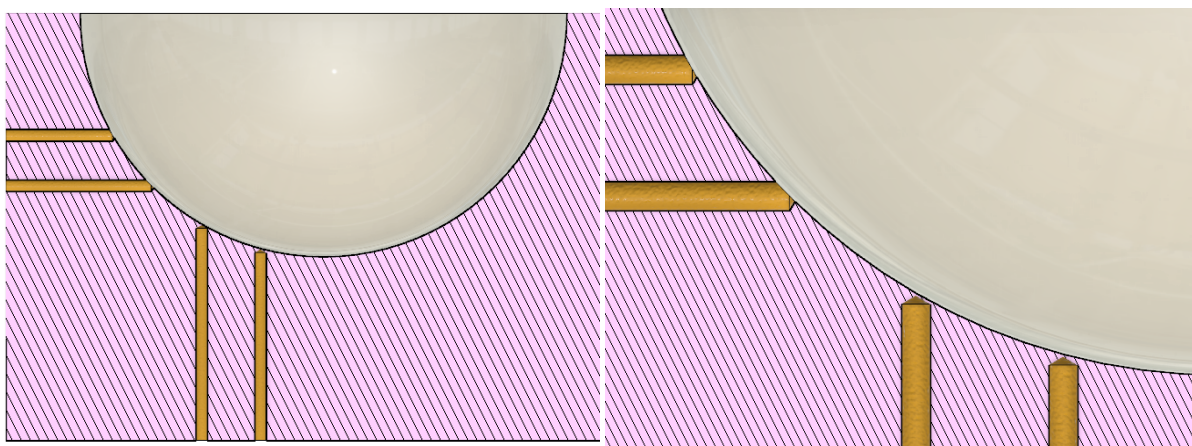


Рисунок 3.17 – конфігурація отворів для встановлення термопар.

Глибини отворів, розраховані з врахуванням запланованої відстані до обробленої поверхні та кута при вершині свердла, який у даному випадку складає 120°, наведено у таблиці 3.13.

Таблиця 3.13. Зведена інформація про отвори для встановлення термопар.

Відхилення від осі, °	Орієнтація	Глибина, мм
15	вертикальна	17,77
30	вертикальна	20,062
45	горизонтальна	9,59
60	горизонтальна	13,32

Показана конфігурація отворів дозволяє забезпечити максимальне наближення порівняльного спаю термопар до, на даному етапі умовної, обробленої поверхні при збереженні конуса для орієнтування термопар в заготовці та забезпечення безпечної відстані від різального інструменту.

Отвори для встановлення термопар Ø1,05 мм було підготовлено свердлом 1,1 мм для уникнення пошкодження термопар в процесі встановлення, оскільки досвід використання термопар показує, що інструменти даного типу є дуже чутливими до поздовжніх навантажень. Для підвищення продуктивності підготовки отворів було запрограмовано у CAD/CAE/CAM системі Autodesk Fusion Student Edition.

### 3.5. Експериментальні дані

Дані, отримані в ході проведення попереднього дослідження подано у наведено у таблиці 3.14.

Таблиця 3.14. Максимальні напруги, отримані в ході експерименту.

n, об./хв	f, мм/об.	U <sub>1</sub> , мкВ	U <sub>2</sub> , мкВ	U <sub>3</sub> , мкВ	U <sub>4</sub> , мкВ
250	0,01	683,1	609,94	546,9	475,5
	0,05	869,3	820,2	773,4	745,9
	0,10	949,8	902,8	847,3	817,0
	0,25	1067,3	1014,3	950,0	912,9
300	0,01	675,92	642,24	599,87	581,20
	0,05	861,28	817,54	764,79	741,52
	0,10	940,9	895,8	841,59	812,75
	0,25	1058,8	1005,5	941,3	910,1
350	0,01	669,0	637,4	598,8	576,7
	0,05	584,1	813,6	761,8	734,1
	0,10	935,4	891,6	834,8	834,1
	0,25	1052,0	999,7	936,1	907,6
400	0,01	660,1	626,6	589,2	568,2
	0,05	841,2	800,0	749,0	724,9
	0,10	927,2	879,0	827,3	796,2

	0,25	1040,5	987,0	930,0	843,5
450	0,01	649,8	617,3	579,3	557,3
	f, мм/об.	U <sub>1</sub> , мкВ	U <sub>2</sub> , мкВ	U <sub>3</sub> , мкВ	U <sub>4</sub> , мкВ
	0,05	833,3	792,2	741,6	716,9
	0,10	917,0	869,0	815,2	789,9
	0,25	1031,8	977,2	920,8	886,5
500	0,01	638,1	603,9	565,4	549,4
	0,05	816,3	779,5	729,7	700,8
	0,10	899,5	855,6	802,5	775,6
	0,25	1014,1	961,6	903,3	868,8

Отже, в даному розділі було детально описано хід розробленого та проведеного експерименту та обладнання і засоби, що використовуються в ході експерименту, їх характеристики та можливі впливи на отримані в ході вимірювання значення та наведено пояснення стосовно основних рішень, прийнятих в ході проектування експериментів.

- з метою забезпечення точності вимірювання перед проведенням основних експериментів було виконано перевірку відповідності характеристичної лінії термоелементів нормованим; Та проведено калібрування всієї вимірювальної схеми, що включає термопари, під'єднувальні адаптери та АЦП.
- експерименти проводились на трьохосьовому фрезерувальному верстаті Deckel Maho 60 L з метою підвищення відтворюваності результатів досліджу;
- для досліджень використовувалась типова вертлюжна фреза;
- вимірювання температури проводилось термопарами типу т, підведеними на 0,1 мм до остаточно обробленої поверхні;
- точність встановлення термопар забезпечувалась використанням для підготовки заготовки засобів комп'ютерного моделювання та виготовленням відповідних отворів на верстаті з ЧПК;
- для зменшення впливу характеристик заготовки на точність вимірювання температури було використано термопасту;
- зчитування даних відбувалося з використанням АЦП NI USB 4431 та програмного забезпечення LabView.



Також у даному розділі було наведено програму досліджень, приклади візуалізації отриманих даних та зведену таблицю даних, отриманих в ході вимірювання.

## 4. Аналіз результатів експериментів

### 4.1. Метод розрахунку температурного впливу

Як було зазначено у пункті 1.2, в якості критерію можливості настання термічного некрозу у даній роботі використовується залежність 1, тобто, якщо температура  $T_i$  діє на живу тканину протягом часу  $t_i$  або тривалішого некроз є можливим. Отже критерієм є добуток температури та часу, або ж площа, що відділяється на графіку Лундського відповідними абсцисою та ординатою. Для розрахунку часу за відомою температурою необхідно виразити із (1) час:

$$t_v = \left( \frac{T_{GL}}{63,55} \right)^{-\frac{1}{0,045}} \quad (4.1)$$

На рисунку 4.1 показаний приклад для температури  $T = 55^\circ\text{C}$  та часу  $t = 35,44$  а відповідною критичною температурою  $T_{ut}$  і далі критичним називатимемо той параметр, який є невідомим. Критичний зведений термічний вплив у такому випадку складає

$$t \cdot T_k = 35,44 \cdot 55 = 1949,2^\circ\text{C} \cdot \text{с} \quad (4.2)$$

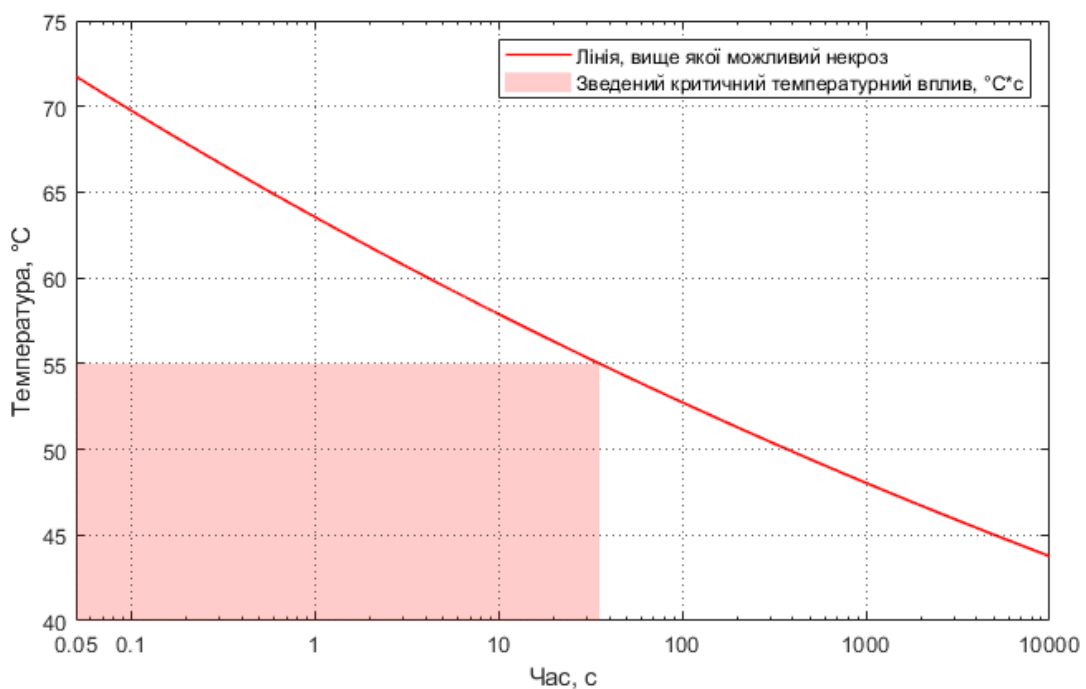


Рисунок 4.1 – зведений критичний температурний вплив.

Важливо зазначити, що зведений вплив змінюється в залежності від температури. Зведений термічний вплив для температур з кроком у 5 градусів представлено у таблиці 4.1.

Таблиця 4.1. Критичний час та термічний вплив в залежності від температури.

Температура $T$ , °C	Час $t$ , c	Зведений термічний вплив, °C·c
45	5027,098	226215,40
50	372,816	18640,82
55	35,436	1949,02
60	4,134	248,06
65	0,573	37,23
70	0,092	6,43
75	0,017	1,25

Для наочності дану залежність також графічно в логарифмічних координатах зображено на рисунку 4.2

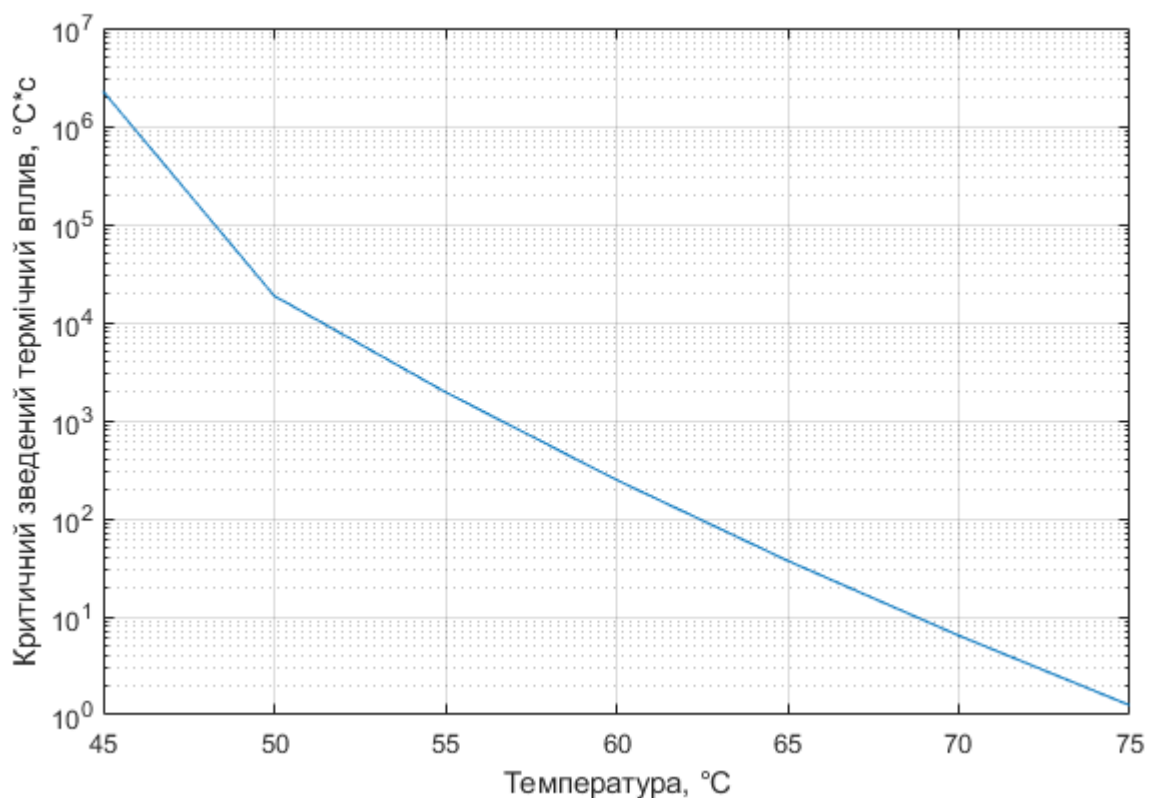


Рисунок 4.2 – Залежність критичного зведеного термічного впливу від активної температури.

Як видно з таблиці, з підвищенням температури критичний вплив стрімко зменшується. Крім того необхідно взяти до уваги, що даний критерій працює тільки для у випадку дії на тканину сталої температури, тому для розрахунку сумарного впливу змінних температур пропонується наступний алгоритм.

1. Дані про напругу перераховуються у температуру.
2. До згладженого графіку зміни температури додається значення  $T_0=37^\circ\text{C}$ , що є нормальною температурою людського тіла.
3. Частина отриманого графіка, у якій температура перевищує  $44,5^\circ\text{C}$  розбивається на  $I$  проміжків, так що різниця температур  $T(t_{\max i}) - T(t_{\min i}) = 1^\circ\text{C}$ . Та Розраховується час, протягом якого тканина перебуває під дією температури кожного значення. Значення, нижчі за  $45^\circ\text{C}$  відкидаємо з припущення, що відносний температурний вплив у цьому діапазоні є нехтовно низьким через дуже високі критичні значення.
4. Для кожного значення температури з дискретністю  $1^\circ\text{C}$  розраховується зведений критичний вплив.
5. Розраховується добуток

$$P = \frac{T(t_{\max i}) - T(t_{\min i})}{2} \cdot (t_{\max i} - t_{\min i}) \quad (4.3)$$

6. Розраховується, відсотковий частковий вплив  $c$  від зведеного критичного впливу за температури, як частка від зведеного критичного впливу, яку  $\frac{T(t_{\max i}) - T(t_{\min i})}{2}$ , складає даний добуток:

$$c_i = \left( \frac{T(t_{\max i}) - T(t_{\min i})}{2} \cdot (t_{\max i} - t_{\min i}) \right) / \left( \frac{T(t_{\max i}) - T(t_{\min i})}{2} \cdot t_{\text{крит}Ti} \right) \cdot 100\% \quad (3.4)$$

7. Розраховується сума часткових впливів кожної температури:

$$C = \sum_{i=1}^{\frac{t}{\Delta t}} c_i \quad (4.5)$$

## 4.2. Приклад розрахунку зведеного термічного впливу

Застосуємо розроблений алгоритм до даних, отриманих з термопарі, віддаленої від осі інструменту на  $15^\circ$  (5,93 мм) в ході експерименту, проведеного з метою визначення розподілу температур по поверхні.

Пункт 1. Отриманий масив даних згладжується методом ковзного середнього за 1000 точками (кількість даних, що знімається на секунду) для уникнення впливу «шуму» на покази. Різниця між напругою, що виникає на початку експерименту та максимальною напругою на термопарі в ході дослідів складає  $U_2 - U_1 = 682,26 \text{ мкВ}$ , що приблизно дорівнює  $20^\circ\text{C}$ . Дослід проводиться за температури  $20^\circ\text{C}$ , отже реальна температура термопарі в ході дослідів змінюється в діапазоні  $20^\circ\text{C} \dots 40^\circ\text{C}$ . Це означає, що середня чутливість термопарі на проміжку складає  $41,1 \text{ мкВ/К}$ . Згідно з методикою, наведеною у [29], розрахунок температури за середньою чутливістю дозволяє досягти точності  $\pm 0,05\text{K}$ . Отже, за формулою 13:

$$\begin{aligned}\Delta T_{\max} &= \frac{U_2 - U_1}{S} \pm \left( 0,5 + \frac{0,015(U_2 - U_1)}{S} \right) = \\ &= \frac{682,26 - 0}{41,1} \pm \left( 0,5 + \frac{0,015 \cdot (682,26 - 0)}{41,1} \right) = 16,60 \pm 0,75^\circ\text{C}\end{aligned}$$

За тією ж формулою, але без врахування похибки розраховується температура у кожний момент часу.

Пункт 2. До розрахованих значень температури додається  $T_0 = 37^\circ\text{C}$ , тобто нормальна температура людського тіла.

Пункт 3. Розбиття графіку на інтервали, показано на рисунку 4.4.

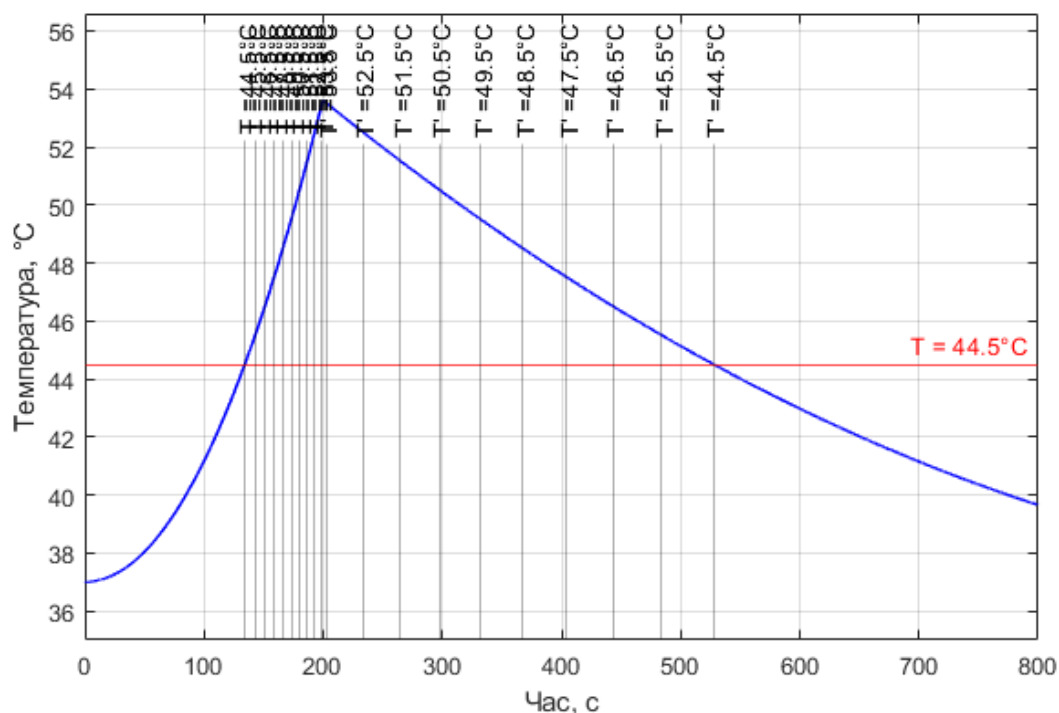


Рисунок 4.4 – приклад розбиття даних на інтервали.

Пункти 4-7. Як видно зі схеми розбиття графіку температури на інтервали, в ході експерименту на матеріал заготовки діють температури до 53°C. Значення відповідного критичного часу дії даних температур з дискретністю 1°C, реального часу дії, зведеного термічного впливу та частки, що зведений термічний вплив складає від критичного значення, а також суму часткових відсоткових термічних впливів наведено у таблиці 4.2.

Таблиця 4.2. Розподіл термічного впливу за активними температурами.

Температура, °C	Критичний час дії, с	Критичний вплив, °C·с	Дійсний час дії, с	Дійсний вплив, °C·с	Частка дійсного впливу від критичного, %
45	5027,0	226215,4	51,61	2322,2	1,03
46	2921,6	343942,3	49,37	2271,1	1,69
47	1717,9	807426,0	46,51	2185,7	2,71
48	1021,5	490324,6	44,49	2135,8	4,36
49	614,0	300837,0	42,27	2071,5	6,89
50	372,8	186408,2	40,82	2041,1	10,95
51	228,6	116604,5	39,62	2020,7	17,33
52	141,6	73607,5	37,96	1974,0	26,82
53	88,4	46874,3	36,61	1940,5	41,40
54	55,7	30103,1	3,79	204,6	6,80
Сумарний відсотковий зведений термічний вплив					119,95

### 4.3. Результати розрахунку термічного впливу

У таблиці 4.3 наведено дані про час оброблення поверхні та максимальні температури, що спостерігалися у ході експерименту.

Таблиця 4.3. – Тривалість оброблення поверхні фрезою Ø52 мм.

п, об./хв	f, мм/об.	$\Delta T_{\max}$ , °C	$T_{\max}$ , °C	Сума часткових термічних впливів, % від критичного
250	0,01	17,43	53,60	120,0
	0,05	21,88	58,12	762,2
	0,10	24,00	60,09	1635,1
	0,25	26,02	62,94	4784,2
300	0,01	17,25	53,42	111,3
	0,05	21,87	57,93	708,5
	0,10	23,89	59,87	1506,0
	0,25	26,62	62,73	4407,3
350	0,01	17,30	53,25	104,4
	0,05	21,73	57,78	666,8
	0,10	23,66	59,72	1416,6
	0,25	26,57	62,57	4104,7
400	0,01	16,96	53,05	96,93
	0,05	21,44	57,46	576,9
	0,10	23,41	59,52	1293,0
	0,25	26,24	62,29	3729,4
450	0,01	16,71	52,77	85,7
	0,05	21,15	57,26	539,5
	0,10	23,26	59,29	1195,3
	0,25	26,15	62,06	3450,4
500	0,01	19,37	52,51	74,7
	0,05	20,81	56,84	459,7
	0,10	23,03	58,86	1018,8
	0,25	25,72	61,65	2922,9

Попередній аналіз отриманих даних свідчить, що температура в зоні різання та відношення дійсного температурного впливу до критичного зростає зі збільшенням подачі та зменшується зі збільшенням швидкості обертання. В той же час результати проведених експериментів свідчать, що безпечними згідно з обраним критерієм можуть вважатись тільки частоти обертання від  $n = 400$  об./хв. при подачі 0,01 мм/об. В той же час статистичні дані та дані про обладнання, що застосовується при

обробленні свідчать, що існують безпечні комбінації режимів різання з частотою обертання  $n \leq 350$  об./хв. Такі відмінності вимагають подальшого глибокого аналізу, який буде наведено нижче (пункт 4.4.)

#### 4.4. Аналіз залежностей між максимальною температурою в зоні різання та термічним впливом.

На основі отриманих експериментальних даних за допомогою мови програмування та програмного середовища MatLab було виконано візуалізацію отриманих даних та визначено аналітичні залежності між досліджуваними величинами та режимами різання.

На рисунках 4.5 та 4.6 представлено залежності зведеного термічного впливу від подачі на оберт та від частоти обертання. Для кращої наочності дані по осі у, тобто величина зведено температурного впливу представлено у логарифмічних координатах.

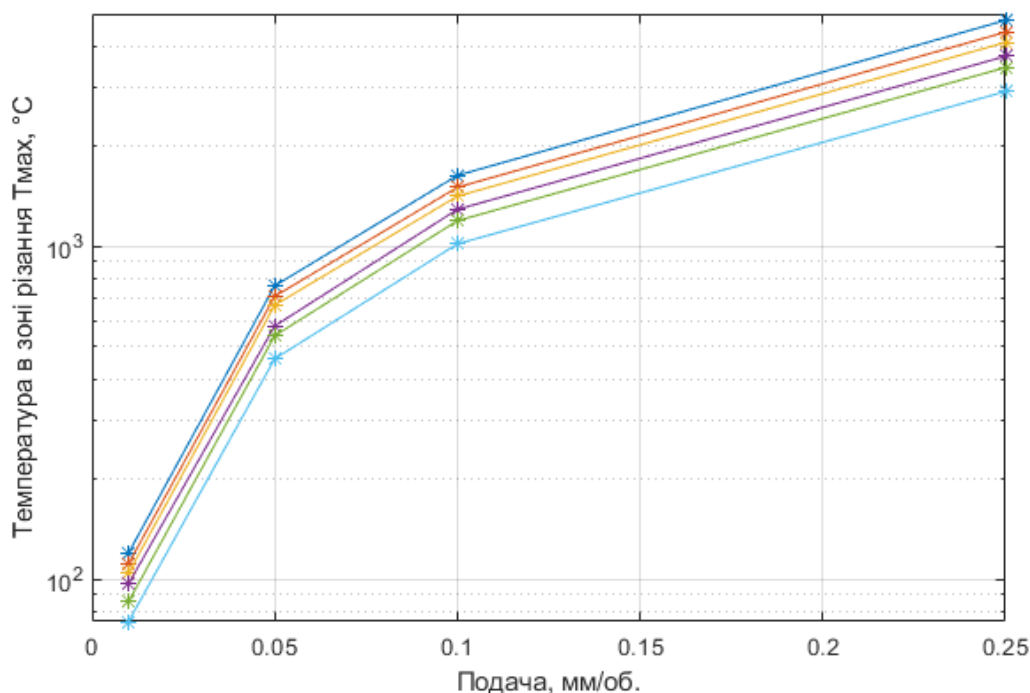


Рисунок 4.5 – графік залежності зведеного термічного впливу від подачі.



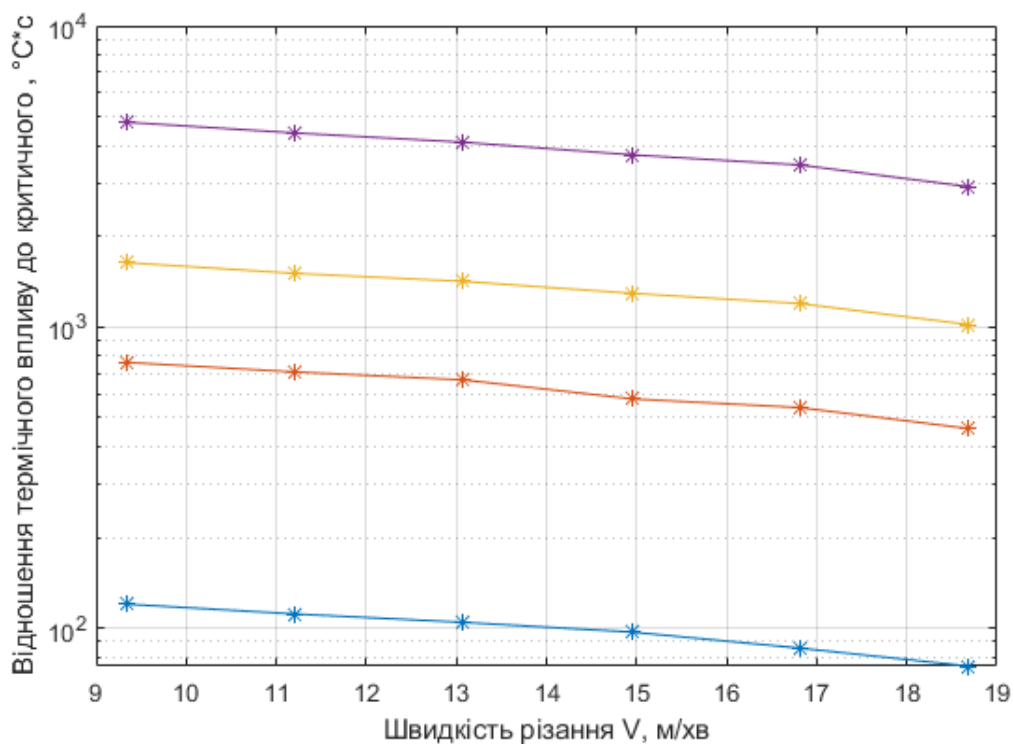


Рисунок 4.6 – графік залежності зведеного термічного впливу від швидкості різання.

На рисунках 4.7 та 4.8 представлено залежності максимальної температури від подачі на оберт та від частоти обертання.

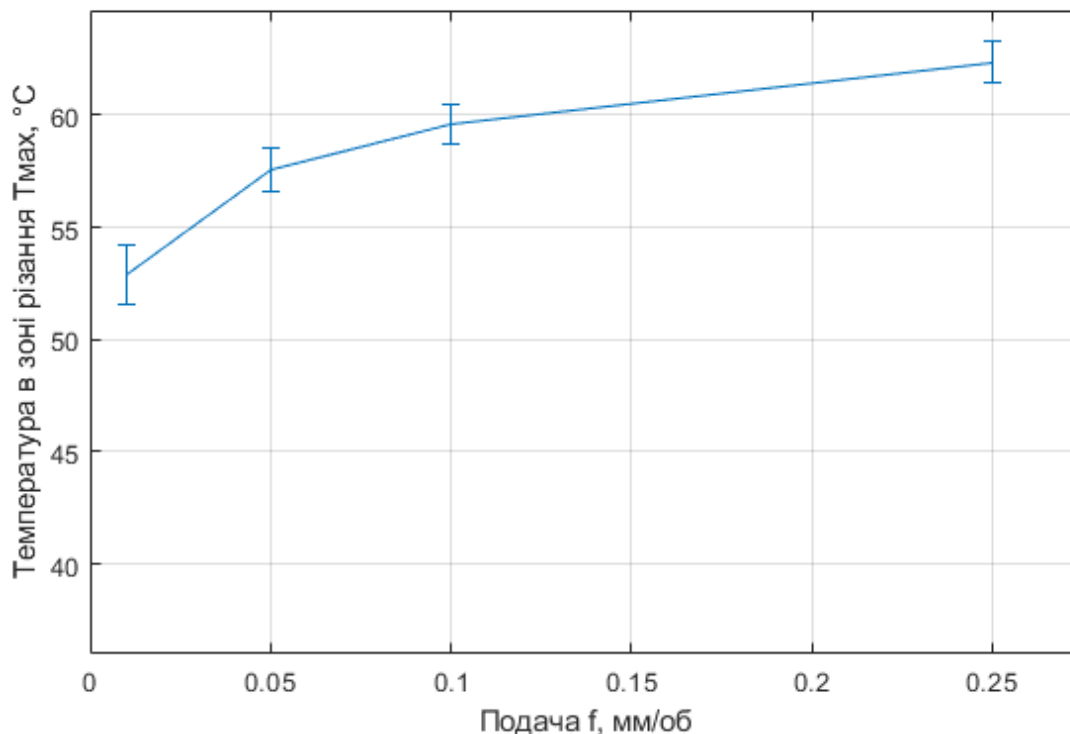


Рисунок 4.7. – Графік залежності максимальної температури в зоні різання від подачі.

Коефіцієнт лінійної кореляції середнього значення максимальної температури та подачі оберт складає 0,9, та коефіцієнт кореляції Пірсона  $r=0,097$  що говорить про

низьку ймовірність лінійної залежності між цими величинами. В той же час це не виключає можливості існування степеневих взаємозв'язків. Залежність максимальної температури в зоні різання температури від подачі може бути виражена у вигляді степеневої функції:

$$T_{\max} = 67 \cdot f^{-0,052} \quad (4.5)$$

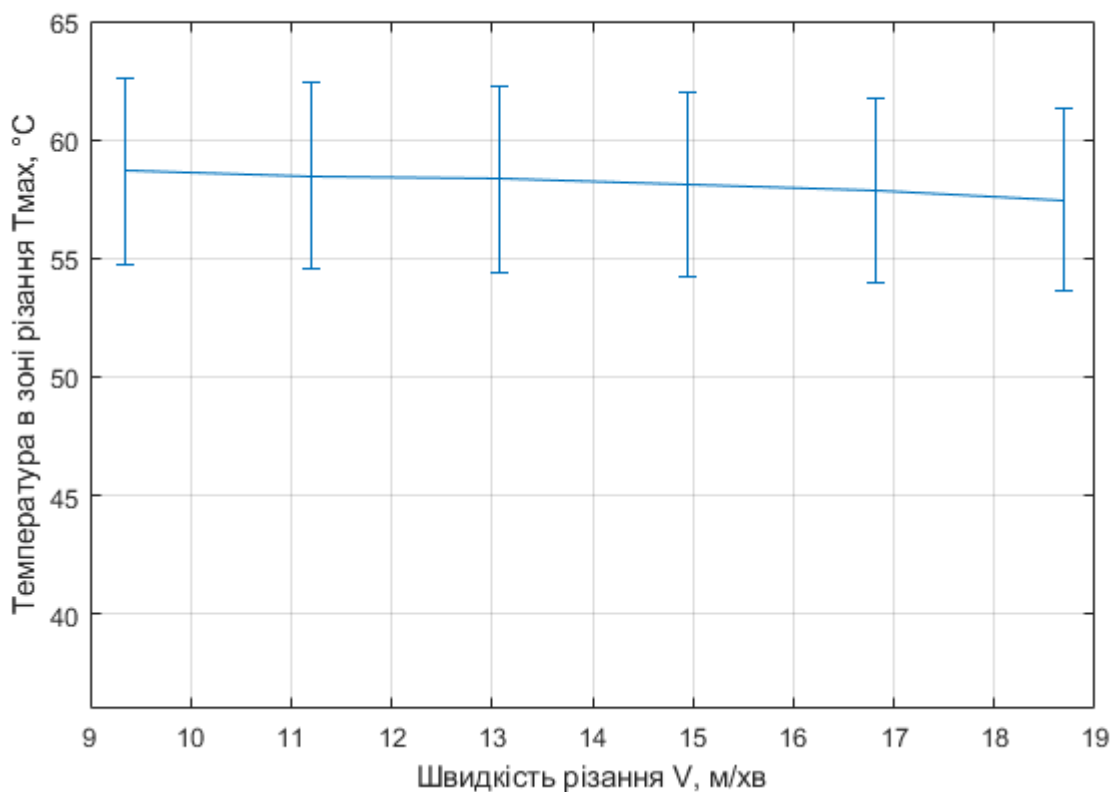


Рисунок 4.8— графік залежності максимальної температури в зоні різання від швидкості різання.

Коефіцієнт лінійної кореляції максимальної температури та частоти обертання шпинделя складає -0,98, а коефіцієнт кореляції Пірсона  $p = 0,0015$ , тобто ймовірно є наявність оберненого лінійного зв'язку між максимальною температурою в зоні різання та частотою обертання шпинделя. Така залежність може бути аналітично виражена формулою

$$T_{\max} = -12,68 \cdot V + 59,93 \quad (4.6)$$

Залежність між величиною температурного впливу та режимами різання аналітично вдалося встановити через значну дисперсію значень. Проте можна стверджувати, що максимальна температура в зоні різання зменшується при

зростанні частоти обертання. Термічний вплив зростає зі збільшенням подачі та спадає при збільшенні частоти обертання.

В той же час дані, наведені у таблиці 4.2 свідчать, що значну частину впливу, у даному прикладі – 75%, складає дія трьох температурних ступенів, а саме 52...54%. Крім того, дані наведені у таблиці 4.2 свідчать про взаємозв'язок між максимальними температурами та термічним впливом. На рисунку 4.9 таку залежність зображено графічно.

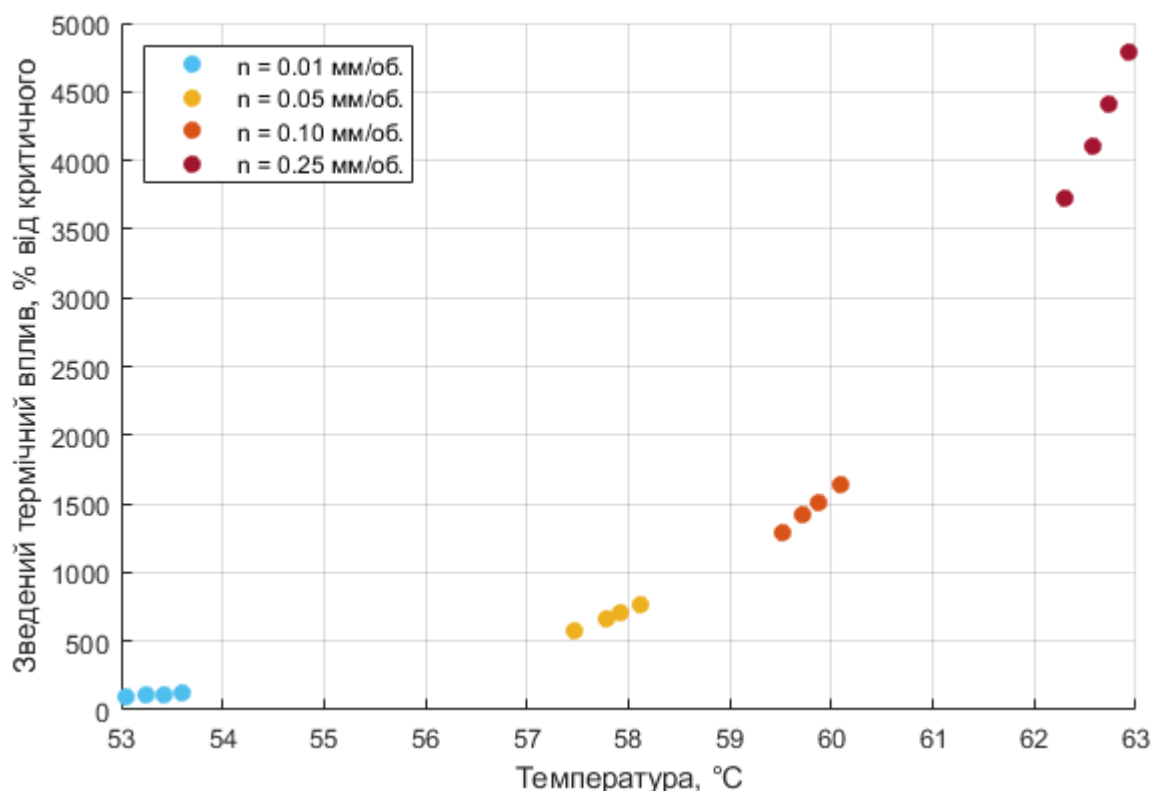


Рисунок 4.9 – залежність зведеного термічного впливу від максимальної температури в умовах експерименту.

З наведеного графіку слідує, по-перше, що термічний вплив стрімко збільшується зі збільшенням максимальної температури, а також прослідковується залежність між термічним впливом та подачею на оберт. Аналітично залежність співвідношення дійсного критичного впливу до критичного від максимальної температури може бути представлена у вигляді:

$$cte = 1,508^{-38} \cdot T_{\max}^{23,07} \quad (4.7)$$

Такий характер залежності може бути пояснений , стрімким зменшенням критичної величини зведеного термічного впливу з підвищенням температури.

Як було вказано вище, результати експериментів вказують на високий рівень небезпеки режимів різання, що застосовуються в сучасній хірургічній практиці, що не відповідає статистиці проведення операцій та повторних операцій протезування кульшового суглобу. Такі розбіжності можуть бути пояснені кількома факторами.

По-перше, умови експерименту не повною мірою відтворюють кінематичний та динамічний перебіг операції в декількох аспектах:

- В реальних умовах подача відбувається вручну та не може бути точно виміряна;
- Осьова сила, з якою відбувається подача, обмежена особливостями організму особи, що проводить операцію.
- Під час проведення операції з певною періодичністю відбувається відведення інструменту для контролю глибини профрезерованої поверхні, під час якого відбувається часткове охолодження зони різання, що як було визначено в ході аналізу залежності відношення дійсного критичного впливу до критичного від максимальної температури, може значно зменшити термічний вплив.

По-друге, ймовірно, що обраний модельний матеріал недостатньо точно відтворює властивості кісткової тканини, а саме:

- Наявні відмінності у теплопровідності та теплоємності;
- При проведенні операції у губчастій кістковій тканині відбувається циркуляція крові, яке певною мірою відіграє роль охолоджувального середовища, а саме переносить енергію із області близької до зони різання у товщу кістки, запобігаючи таким чином появі різких температурних піків, які є особливо небезпечними для живої тканини.

По-третє, за обраним критерієм не можливо визначити розподіл ймовірності настання некрозу в залежності від перевищення критичного впливу, тобто критерій вказує не на небезпечність комбінацій часу та температури, що розташовані на діаграмі над лінією, а про безпечність впливів, що лінію на діаграмі не перетинають;

По-четверте, залишається ймовірність неправильного розрахунку термічного впливу.

З вищесказаного слідує, що результати експериментів повинні бути уточнені в ході подальших експериментів, в яких повинен бути визначений та врахований вплив факторів, які не вдалося змоделювати в ході даного дослідження.

Отже, у даному розділі було детально описано спосіб розрахунку зведено термічного впливу та порівняння його з критичним значенням,

- подано зведену таблицю даних про величину критичного впливу;
- встановлено аналітичні залежності максимальної температури від частоти обертання:

$$T_{\max} = -12,68 \cdot V + 59,93$$

та подачі на оберт:

$$T_{\max} = 67 \cdot f^{-0,052}$$

- на якісному рівні визначено, що відношення дійсного термічного впливу до критичного стрімко збільшується при збільшенні подачі та зменшується збільшенні частоти обертання.
- Встановлено також залежність відношення дійсного термічного впливу до критичного від максимальної температури, що досягається при обробленні поверхні:

$$cte = 1,508^{-38} \cdot T_{\max}^{23,07}$$

- Проаналізовано розбіжності отриманих у результатах проведення досліджень з практикою.

## Висновки

1. У ході роботи на основі наявної інформації про хід операції протезування кульшового суглобу, властивості кісткової тканини людини та наявні і розповсюджені методи вимірювання температури розроблено та проведено експеримент, за допомогою якого було виміряна температура в зоні різання.
2. Розроблено алгоритм розрахунку термічного впливу на кісткову тканину, який, з урахуванням обраного критерію, дозволяє на основі експериментальних даних оцінити безпечність тих чи інших режимів різання.
3. Отримано аналітичні залежності максимальної температури від подачі та швидкості різання.
4. Визначено, що однозначно безпечною є подача до  $n = 0,01$  мм/об. та швидкість різання від  $V = 15$  м/хв.

## **Рекомендації**

З аналізу результатів даної роботи слідують наступні рекомендації щодо практичного застосування результатів даної роботи та подальших досліджень:

1. При проведенні операцій на сучасному рівні розвитку необхідно прагнути до збільшення швидкості різання та зменшення подачі. При впровадженні роботизованих систем асистування операції слід використовувати подачі до 0,01 мм/об. та швидкості різання від 15 м /хв.
2. В ході наступних досліджень необхідно врахувати вплив таких факторів, як відмінність фізичних властивостей модельного матеріалу та кісткової тканини, вплив неоднорідності оброблення, вплив кровотоку на відведення теплоти;

## Перелік використаних джерел

- [1] Entwicklung der Lebenserwartung 1871-2018 | Statista, 2020.  
<https://de.statista.com/statistik/daten/studie/185394/umfrage/entwicklung-der-lebenserwartung-nach-geschlecht/>, abgerufen am: 13.04.2020
- [2] Top operating room procedures by growth rate U.S. 2003-2012 | Statista, 2020.  
<https://www.statista.com/statistics/374322/us-operating-room-procedures-with-greatest-average-annual-growth-rate/>, abgerufen am: 13.04.2020
- [3] Number of hip replacements in OECD-countries 2017 | Statista, 2020.  
<https://www.statista.com/statistics/283234/number-of-knee-replacements-in-selected-countries/>, abgerufen am: 26.03.2020
- [4] Knee replacement revisions by procedure type Canada by procedure 2012-2018 | Statista, 2020.  
[https://www.sawbones.com/media/assets/product/documents/biomechanical\\_catalog.pdf](https://www.sawbones.com/media/assets/product/documents/biomechanical_catalog.pdf), abgerufen am: 13.04.2020
- [5] Kayani, B., Konan, S., Ayuob, A., Ayyad, S. u. Haddad, F. S.: The current role of robotics in total hip arthroplasty. EFORT Open Reviews 4 (2019) 11, S. 618–625
- [6] Börner, M.: Computerunterstützte Chirurgie. Eine kritische Stellungnahme. Der Unfallchirurg 100 (1997) 8, S. 689–691
- [7] Denis, K., van Ham, G., Vander Sloten, J., van Audekercke, R., van der Perre, G., Schutter, J. de, Kruth, J.-P., Bellemans, J. u. Fabry, G.: Influence of bone milling parameters on the temperature rise, milling forces and surface flatness in view of robot-assisted total knee arthroplasty. International Congress Series 1230 (2001), S. 300–306
- [8] Matthews, L. S. u. Hirsch, C.: Temperatures measured in human cortical bone when drilling. The Journal of bone and joint surgery. American volume 54 (1972) 2, S. 297–308
- [9] Jacob, C. H., Berry, J. T., Pope, M. H. u. Hoaglund, F. T.: A study of the bone machining process—Drilling. Journal of Biomechanics 9 (1976) 5, S. 343–349
- [10] Eicher, J., Berg, R.: Temperatureinwirkung auf die Kompakta beim Bohren, Gewindeschneiden und Eindrehen von Schrauben (1972) 110
- [11] Davis, J. K., Jackson, C. J. u. Scott, I.: The Relationship between Feed Rate and Point Angle of a Twist Drill Bit When Drilling Bone. Engineering in Medicine 9 (1980) 3, S. 137–142



- [12] Saha, S., Pal, S. u. Albright, J. A.: Surgical drilling: design and performance of an improved drill. *Journal of biomechanical engineering* 104 (1982) 3, S. 245–252
- [13] Kirschner, U., Meyer, W., Bolz, U.: Internally cooled burs and cutting instruments for bone surgery in oval and maxillotocial density. *Electromedica* 3 (1972), S. 110–114
- [14] Krause, W. R., Bradbury, D. W., Kelly, J. E. u. Lunceford, E. M.: Temperature elevations in orthopaedic cutting operations. *Journal of Biomechanics* 15 (1982) 4, S. 267–275
- [15] Fuchsberger, A.: Untersuchung der spanenden Bearbeitung von Knochen. iwb Forschungsberichte, Berichte aus dem Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften der Technischen Universität München, Bd. 2. Berlin, Heidelberg: Springer 1986
- [16] Shin, H. C. u. Yoon, Y. S.: Bone temperature estimation during orthopaedic round bur milling operations. *Journal of Biomechanics* 39 (2006) 1, S. 33–39
- [17] Sugita, N., Osa, T. u. Mitsuishi, M.: Analysis and estimation of cutting-temperature distribution during end milling in relation to orthopedic surgery. *Medical engineering & physics* 31 (2009) 1, S. 101–107
- [18] Fraser, R.: RADIANT HEAT BURNS AND OPERATING THEATRE LAMPS: A STUDY OF THE HEAT REQUIRED TO CAUSE TISSUE NECROSIS. *Medical Journal of Australia* 1 (1967) 24, S. 1199–1202
- [19] A.R. Eriksson u. T. Albrektsson: Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *Journal of Prosthetic Dentistry* 50 (1983) 1, S. 101–107
- [20] Lundskog, J.: Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone tissue and threshold levels for thermal injury 9 (1972), S. 1–80
- [21] Hamilton, W. J. (Hrsg.): *Textbook of Human Anatomy*. London, s.l.: Palgrave Macmillan UK 1976
- [22] Frontal Section Through Hip Joint | ClipArt ETC, 2020.000Z.  
[https://etc.usf.edu/clipart/52800/52862/52862\\_hip\\_joint.htm](https://etc.usf.edu/clipart/52800/52862/52862_hip_joint.htm), abgerufen am: 05.05.2020
- [23] Baumgart, C.: Untersuchung zu biomechanischen Eigenschaften von natürlichem Knochen und Ersatzmaterialien
- [24] Martin, R. B., Burr, D. B., Sharkey, N. A. u. Fyhrie, D. P.: *Skeletal Tissue Mechanics*. New York, NY, s.l.: Springer New York 2015

- [25] biomechanical\_catalog
- [26] Lüring, C.: Künstliche Hüftgelenke. Wege aus dem Schmerz. Heidelberg: Steinkopff-Verlag Darmstadt 2010
- [27] Breusch, S. J., Malchau, H. u. Older, J.: Acetabulum. In: Breusch, S. (Hrsg.): The well-cemented total hip arthroplasty. Theory and practice ; with 61 tables. Berlin, Heidelberg, New York: Springer 2005, S. 16–27
- [28] Сивухин Д.В.: Общий курс физики в 5 томах. Электричество, Bd. 3. М.: Наука 1977
- [29] Bernhard, F. (Hrsg.): Technische Temperaturmessung. Physikalische und meßtechnische Grundlagen, Sensoren und Meßverfahren, Meßfehler und Kalibrierung ; Handbuch für Forschung und Entwicklung, Anwendungspraxis und Studium ; mit 297 Tabellen und 202 Berechnungsbeispielen. Berlin: Springer 2004